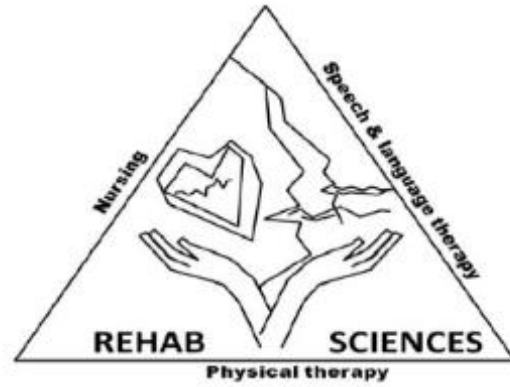




ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ
ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ
ΙΔΡΥΜΑ
ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ
ΠΡΟΝΟΙΑΣ
(Σ.Ε.Υ.Π.)



ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ
ΣΠΟΥΔΩΝ
ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΛΟΓΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ, ΝΟΣΗΛΕΥΤΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΦΥΣΙΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
«Επιστήμες Αποκατάστασης – Rehabilitation Sciences»

Κατεύθυνση:
ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Κινητική και κινηματική ανάλυση περάσματος πάνω από εμπόδιο, σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων

ΥΠΟ

ΕΥΤΥΧΙΑ ΝΑΣΤΟΥ

ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΡΙΑ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΦΟΙΤΗΤΡΙΑ

Επιβλέπων καθηγητής: Δρ. Τσέπης Ηλίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στα πλαίσια των σπουδών για την απόκτηση του Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην “ ΕΠΙΣΤΗΜΕΣ ΤΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ” που απονέμει η Σχολή Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας του ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας

Εγκρίθηκε την από την εξεταστική επιτροπή:

ΥΠΟΓΡΑΦΕΣ

.....
.....

- ΒΑΘΜΟΣ:**
- ΑΡΙΣΤΗ:**
- ΠΟΛΥ ΚΑΛΗ:**
- ΚΑΛΗ:**
- ΑΠΟΔΕΚΤΗ:**

«ΒΕΒΑΙΩΝΩ ΟΤΙ Η ΠΑΡΟΥΣΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΝΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΔΙΚΗΣ ΜΟΥ ΔΟΥΛΕΙΑΣ ΚΑΙ ΓΡΑΜΜΕΝΗ ΜΕ ΔΙΚΑ ΜΟΥ ΛΟΓΙΑ. ΣΤΙΣ ΔΗΜΟΣΙΕΥΜΕΝΕΣ Η΄ ΜΗ ΔΗΜΟΣΙΕΥΜΕΝΕΣ ΠΗΓΕΣ ΠΟΥ ΑΝΑΦΕΡΩ ΕΧΩ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΣΕΙ ΕΙΣΑΓΩΓΙΚΑ ΟΠΟΥ ΧΡΕΙΑΖΕΤΑΙ ΚΑΙ ΕΧΩ ΠΑΡΑΘΕΣΕΙ ΤΙΣ ΠΗΓΕΣ ΤΟΥΣ ΣΤΟ ΤΜΗΜΑ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ»

ΒΕΒΑΙΩΝΩ ΟΤΙ Ο ΑΡΙΘΜΟΣ ΛΕΞΕΩΝ ΤΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΜΟΥ ΕΡΓΑΣΙΑΣ ΔΕΝ ΞΕΠΕΡΝΑ ΤΙΣ 50.000 ΛΕΞΕΙΣ

ΥΠΟΓΡΑΦΗ.....

Πίνακας Περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	1
ABSTRACT	3
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	5
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	6
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΙ	8
1.1 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ	8
1.2 ΑΙΤΙΟΛΟΓΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΩΝ	10
1.3 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ	12
1.4 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ.....	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ	21
2.1 ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗ	21
2.2 ΤΕΧΝΗΤΑ ΜΕΛΗ – ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ	21
2.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΡΟΘΕΣΗΣ	22
2.4 ΔΙΑΘΕΣΙΜΕΣ ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ ΠΟΔΙΩΝ	23
2.5 ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΡΟΘΕΣΗΣ.....	26
2.6 ΑΘΛΗΤΙΚΕΣ ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ.....	28
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ	33
3.1 ΒΑΔΙΣΗ	33
3.2 ΟΙ ΦΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	34
3.2.1 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ (STANCE).....	36
3.2.2 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΙΩΡΗΣΗΣ (SWING)	38
3.3 ΒΑΔΙΣΗ ΚΑΙ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΙ.....	39
3.4 ΤΡΕΞΙΜΟ.....	41
3.4.1 ΦΑΣΗ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ	42
3.4.2 ΦΑΣΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ	43
3.4.3 ΦΑΣΗ ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ	44
3.5 ΣΚΑΛΑ	46
3.5.1 ΚΑΘΟΔΟΣ ΚΛΙΜΑΚΑΣ	46
3.5.2 ΑΝΟΔΟΣ ΚΛΙΜΑΚΑΣ	47
Β. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	50
1. ΣΚΟΠΟΣ	50
2. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	50
2.1 ΕΠΙΛΟΓΗ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ.....	51
2.2 ΟΡΓΑΝΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	53
2.3 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ	56

2.3.1 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΧΩΡΟΥ- ΟΡΓΑΝΩΝ	56
2.3.2 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΘΛΗΤΩΝ	56
2.3.3 ΜΕΤΡΗΣΗ	59
2.4 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	62
3. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	63
4. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	74
5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	79
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	80
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1	87
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2	89
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3	90

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1. Επίπεδα ακρωτηριασμού στα κάτω άκρα.....	14
Εικόνα 2. Μονοαξονικό πόδι.....	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.23
Εικόνα 3. Το πόδι Greissinger.....	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.23
Εικόνα 4. Πόδι SACH	24
Εικόνα 5. Πόδι SAFE	25
Εικόνα 6. Το δυναμικό πόδι	26
Εικόνα 7. Η αντίδραση από το έδαφος στο σώμα	34
Εικόνα 8. Κοινές χρονικές διαιρέσεις του κύκλου βάρδισης.....	35
Εικόνα 9. Οι υποδιαιρέσεις των φάσεων στήριξης και αιώρησης.....	37
Εικόνα 10. Φάσεις βάρδισης (A) και τρεξίματος (B)	45
Εικόνα 11. Συνδιασμός ανάλυσης κίνησης 3D με δυναμοδάπεδο.....	54
Εικόνα 12. Ιχνηθέτες κεφαλής.....	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.55
Εικόνα 13. Ιχνηθέτες.....	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.
Εικόνα 14. Δυναμοπλατφόρμα	55
Εικόνα 15. Helen Hayes marker set.....	58
Εικόνα 17. Κύκλος βάρδισης.....	62

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1. Αίτια και ποσοστά που σχετίζονται με τον πρώτο μεγάλο ή μικρό ακρωτηριασμό.....	9
Πίνακας 2. Το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων των κάτω άκρων στη φάση της στήριξης.....	38
Πίνακας 3. Το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων των κάτω άκρων στη φάση της αιώρησης.....	39
Πίνακας 4. Βηματισμός ατόμου με κνημιαίο ακρωτηριασμό	41
Πίνακας 5. Δημογραφικά χαρακτηριστικά συμμετεχόντων.....	52
Πίνακας 6. Κριτήρια συμμετοχής στην ερευνητική διαδικασία.....	52
Πίνακας 7. Μέση μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (GRF) στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.....	64
Πίνακας 8. Μέση μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (GRF) στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή	64
Πίνακας 9. Μέση μέγιστη δύναμη που ασκείται στο αιωρούμενο ισχίο στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.....	65
Πίνακας 10. Μέση μέγιστη δύναμη που ασκείται στο αιωρούμενο ισχίο στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	65
Πίνακας 11. Μέση μέγιστη ροπή (Nm/ kg) στην άρθρωση του ισχίου κατά την κάμψη- έκταση και απαγωγή-προσαγωγή σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.....	66
Πίνακας 12. Μέση μέγιστη ροπή (Nm/ kg) στην άρθρωση του ισχίου κατά την κάμψη- έκταση και απαγωγή-προσαγωγή σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	66
Πίνακας 13. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) του κορμού σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.....	68
Πίνακας 14. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) του κορμού σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	68
Πίνακας 15. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.....	69
Πίνακας 16. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	69
Πίνακας 17. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.....	70
Πίνακας 18. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	70
Πίνακας 20. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης του ποδιού ώθησης σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	72

Πίνακας 21. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου του ποδιού ώθησης σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.	73
Πίνακας 22. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου του ποδιού ώθησης σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.....	73

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Πολλές έρευνες έχουν εστιάσει στον ακρωτηριασμό των κάτω άκρων με σκοπό να παρατηρηθούν οι αλλαγές και προσαρμογές που συμβαίνουν κατά τον κύκλο της βάδισης, τόσο στο εκλειπόν άκρο, όσο και στα λοιπά επιμέρους τμήματα που απαρτίζουν το ανθρώπινο σώμα. Ωστόσο, λίγες είναι οι μελέτες που διερευνούν τις προσαρμογές που συμβαίνουν σε λειτουργικές δραστηριότητες όπως σκάλες ή εμπόδια. Καμία έρευνα δε βρέθηκε (με κάθε επιφύλαξη) που να μελετά άτομα με υψηλό επίπεδο δραστηριότητας- αθλητές σε λειτουργικές δραστηριότητες.

Σκοπός: η παρούσα ερευνητική προσπάθεια είναι μια πιλοτική μελέτη της κινητικής και κινηματικής συμπεριφοράς αθλητών με ακρωτηριασμό κάτω άκρων κατά το πέρασμα εμποδίου και υπό την επιπλέον φόρτισή τους με βάρος.

Μέθοδος: Η παρούσα μελέτη είναι περιπτωσιακή- περιγραφική και αποτελείται από δύο άντρες με ακρωτηριασμό κνήμης, εκ των οποίων ο ένας φέρει διπλό και ο άλλος μονό ακρωτηριασμό. Για την πραγματοποίηση της μελέτης χρησιμοποιήθηκαν και συνδυάστηκαν, το σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης (3D Motion Analysis, USA) με λογισμικό Cortex και δυναμοπλατφόρμα-δυναμοδάπεδο AMTI 60*40. Η διαδικασία της αξιολόγησης πραγματοποιήθηκε με τους αθλητές να βαδίζουν και να περνούν εμπόδιο, χωρίς και στη συνέχεια με επιπρόσθετο βάρος.

Αποτελέσματα: κινητικά δεδομένα, GRF, δυνάμεις στο ισχίο και ροπές στο ισχίο στον αθλητή με το διπλό ακρωτηριασμό είναι μεγαλύτερες σε σχέση με το μονό. Κινηματικά δεδομένα, όσον αφορά το αιωρούμενο άκρο παρατηρείται αυξημένη κινητικότητα λεκάνης όταν το μακρύ κολόβωμα (διπλού ακρωτηριασμού) περνά το εμπόδιο και αύξηση πρόσθιας κλίσης με το επιπρόσθετο βάρος. Μεγαλύτερη κάμψη ισχίου διαπιστώνεται στο διπλό ακρωτηριασμό σε σχέση με το μονό, ενώ όταν προστεθεί το βάρος η κάμψη ισχίου είναι ίση και στους 2 αθλητές. Όσον αφορά το άκρο στήριξης, ο διπλά ακρωτηριασμένος παρουσιάζει μεγαλύτερη πρόσθια κλίση λεκάνης και κάμψη ισχίου συγκριτικά με το μονό. Επίσης, το κοντό

κολόβωμα (διπλά ακρωτηριασμένου) και το υγιές άκρο (μονού ακρωτηριασμού) εμφανίζουν μεγαλύτερη στροφή ισχίου σε σχέση με το άλλο άκρο τους. Τέλος, η απαγωγή ισχίου είναι η μισή όταν ο μονά ακρωτηριασμένος στηρίζεται στο υγιές κάτω άκρο του.

Συμπεράσματα: Οι ροπές στην απαγωγή- προσαγωγή και οι γωνίες του κορμού παρουσιάζουν μεγάλη μεταβλητότητα, γεγονός που καθιστά, τη ροπή σε απαγωγή- προσαγωγή, την πρόσθια και πλάγια κλίση κορμού αλλά και την κορφή κορμού, μη αξιόπιστες μεταβλητές. Πιθανά σφάλματα να εμφανίζονται στις στροφές του ισχίου λόγω της κινητικότητας του κολοβώματος μέσα στη θήκη. Μεγάλη κάμψη ισχίου παρουσιάζεται κατά το πέρασμα του εμποδίου και από τους δυο αθλητές, ενώ μικρότερη κάμψη απαιτείται από το ακόλουθο άκρο.

ABSTRACT

Introduction: many researchers have focused on lower limb amputation in order to observe the changes and the adjustments that are happening during walking on affected limb and to the whole body. However, there are not many articles that study the adjustments that happen in functional activities such as stair climbing or obstacle crossing. None article was found that studies athletes performing functional activities.

Objective: the present research effort is a pilot approach to the kinetic and kinematic behavior of athletes with lower limb amputation during obstacle crossing and under extra load with weight.

Methods: The present study is case-descriptive and consists of two men with a tibia amputation, one of which is double and the other one unilateral amputation. 3D Motion Analysis (USA) with Cortex software and AMTI 60 * 40 dynamo platform were used and combined to perform the study. The evaluation process was conducted with the athletes walking and obstacle crossing, without and then with additional weight.

Results: kinetic data, GRF, hip forces and hip moments in the bilateral athlete are larger than the unilateral. Kinematic data, with regard to the leading limb, increased pelvis mobility is observed when the long stump (bilateral) passes the obstacle and increased pelvic tilt when extra weight is applied. Higher hip flexion is seen in the bilateral amputation relative to the unilateral, whereas when the weight is added the hip flexion is equal between the 2 athletes. With regard to the trailing limb, the bilateral amputation has a larger pelvic tilt and hip angle compared to the unilateral. Also, the short stump (bilateral) and the healthy limb (unilateral) show greater hip rotation versus their other limb. Finally, hip abduction of the unilateral amputee is half when trailing limb is the healthy one.

Conclusion: The moments of abduction-adduction and the angles of the trunk are vulnerable, which makes the moment in abduction- adduction, the trunk obliquity, tilt and rotation, unreliable variables. Possible faults occur at hip rotation

due to the mobility of the stump into the prosthesis. A large hip flexion occurs during the passage of the obstacle by both athletes, while less flexion is required by the trailing limb.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Ως προπτυχιακή φοιτήτρια «θαμπώθηκα», εάν μου επιτρέπεται η έκφραση, από το μάθημα «Ειδικοί πληθυσμοί» και εμπνεύστηκα ώστε να ασχοληθώ επαγγελματικά με τον πληθυσμό αυτό. Στη συνέχεια ήρθε το μάθημα με τις προηγμένες τεχνολογίες, όπου μου φάνηκε πολύ εντυπωσιακό το πώς η τεχνολογία και η ρομποτική μπορεί να έχει τόσο άμεση σχέση με το ανθρώπινο σώμα. Έτσι λοιπόν, είπα να τα συνδιάσω. Και κάπως έτσι γνώρισα τη προσθετική και ορθωτική επιστήμη, τόσο ερευνητικά (προπτυχιακή μελέτη) όσο και κλινικά σε κέντρο προσθετικής και ορθωτικής.

Πολύ γρήγορα με αγκάλιασαν σπουδαία άτομα στο χώρο της προσθετικής επιστήμης και μοιράστηκαν μαζί μου την τεχνογνωσία τους, αλλά και μου εμπιστεύτηκαν την αποκατάσταση των ασθενών τους. Σαν ένα μεγάλο ευχαριστώ για την εμπιστοσύνη τους, θεώρησα πως θα ήταν πρόπον να συμβάλω όσο μπορώ στην ανάπτυξη της επιστήμης και να προσφέρω νέα δεδομένα για την αποκατάσταση ατόμων με ακρωτηριασμό κάτω άκρων, κάποια εκ των οποίων θεωρώ πλέον και φίλους.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω πολύ τους αθλητές που ήρθαν μέχρι το Αίγιο για να μπορέσει να πραγματοποιηθεί αυτή η μεταπτυχιακή μελέτη. Φυσικά να ευχαριστήσω θερμά τον εισηγητή μου κ. Τσέπη για την εμπιστοσύνη που έδειξε όλο αυτό το διάστημα. Τέλος, να ευχαριστήσω ολόψυχα τους δικούς μου ανθρώπους που με ανέχτηκαν όλο αυτό το διάστημα, ειδικά στις δυσκολίες που αντιμετώπισα για τη διεκπεραίωση και πραγμάτωση του ερευνητικού πλάνου.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί μια πολυαρθρωτή κατασκευή, όπου κάθε επιμέρους τμήμα της επηρεάζει και επηρεάζεται από γειτονικά και απομακρυσμένα τμήματα, με ακοπό πάντα, την ομαλή, ποιοτική και λειτουργική κίνηση (Mattes et al., 2000). Τα τελευταία χρόνια στον επιστημονικό κόσμο, το ερευνητικό ενδιαφέρον φαίνεται να έχουν συγκεντρώσει οι ακρωτηριασμοί, και η διατήρηση της ισορροπίας στα άτομα που φέρουν κάποιον. Η ανάλυση κίνησης στην προσθετική επιτρέπει την καλύτερη γνώση στις διάφορες στρατηγικές προσαρμογής του ανθρώπινου σώματος, προκειμένου να κινείται με μια πρόθεση (Rietman et al., 2002).

Τα άτομα με ακρωτηριασμό βιώνουν σημαντικές αλλαγές λόγω έλλειψης του κάτω τους άκρου. Η αισθητήρια ανατροφοδότηση είναι κρίσιμη για τον έλεγχο της κίνησης του κολοβώματος, που χρησιμοποιείται για τη διατήρηση της ισορροπίας και τη στάση του σώματος κατά τη διάρκεια δραστηριότητας σε όρθια θέση. Η αισθητικοκινητική ικανότητα μεταβάλλεται σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρου έπειτα από σημαντικής απώλειας ιδιοδεκτικής τροφοδότησης και δύναμης από βασικούς μύες που βοηθούν στην όρθια θέση. Η νευρομυϊκή αυτή απώλεια συμβάλλει στη μειωμένη συνολικά ισορροπία σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρου (Viton et al., 2000).

Πολλές έρευνες έχουν εστιάσει στον ακρωτηριασμό των κάτω άκρων με σκοπό να παρατηρηθούν οι αλλαγές και προσαρμογές που συμβαίνουν κατά τον κύκλο της βάρδισης, τόσο στο εκλειπόν άκρο, όσο και στα λοιπά επιμέρους τμήματα που απαρτίζουν το ανθρώπινο σώμα (Hof et al., 2007; Vrieling et al., 2007; Vrieling et al., 2009). Ωστόσο, λίγες είναι οι μελέτες που διερευνούν τις προσαρμογές που συμβαίνουν σε λειτουργικές δραστηριότητες όπως σκάλες (Andriacchi et al., 1980; Powers et al., 1997; Alimusaj et al., 2009) ή εμπόδια (Hill et al., 1999; Vrieling et al., 2007). Καμία έρευνα δε βρέθηκε (με κάθε επιφύλαξη) που να μελετά άτομα με υψηλό επίπεδο δραστηριότητας- αθλητές σε λειτουργικές δραστηριότητες.

Για το λόγο αυτό, σκοπός της παρούσας ερευνητικής προσπάθειας είναι η πιλοτική προσέγγιση της κινητικής και κινηματικής συμπεριφοράς αθλητών με ακρωτηριασμό κάτω άκρων κατά το πέρασμα εμποδίου και υπό την επιπλέον φόρτισή τους με βάρος.

Στο κεφάλαιο 1 αναφέρονται επιδημιολογικά στοιχεία, τα αίτια και η κατηγοριοποίηση των ακρωτηριασμών κάτω άκρων και αναλύονται οι λειτουργικές επιπτώσεις που φέρει ένας ακρωτηριασμός. Ακολουθεί στο κεφάλαιο 2 η παρουσίαση των επικρατέστερων προθετικών μελών (καθημερινής χρήσης και αθλητικές προθέσεις) και οι τρόποι επιλογής της καταλληλότερης πρόθεσης για κάθε άτομο. Τέλος, στο κεφάλαιο 3 αναλύονται εμβιομηχανικά λειτουργικές δραστηριότητες όπως βάρδιση, τρέξιμο, σκαλιά σε άτομα με ακρωτηριασμό κνήμης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΙ

1.1 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ

Ο πόλεμος, η βία, οι καταστροφές και οι ασθένειες τροφοδοτούν την απώλεια άκρων, η οποία εκτιμάται μεταξύ 0,5% και 0,8% του παγκόσμιου πληθυσμού, σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας και τη Διεθνή Εταιρεία Προσθητικής και Ορθωτικής. Η επικράτηση ακρωτηριασμών διεθνώς, έχει αναφερθεί ότι είναι 17- 30 ανά 10000 άτομα. Σε μη αναπτυγμένες χώρες υπάρχει υψηλότερη συχνότητα εμφάνισης ακρωτηριασμών, λόγω μεγαλύτερου ποσοστού πολέμου, τραυμάτων και λιγότερο αναπτυγμένων ιατρικών συστημάτων (Jonel, 2010).

Στην Αγκόλα, ένας ανά 334 ανθρώπους έχει χάσει ένα άκρο, ως επί το πλείστον με τις νάρκες που έμειναν πίσω μετά από έναν αιματηρό εμφύλιο πόλεμο, σύμφωνα με τη Διεθνή Επιτροπή του Ερυθρού Σταυρού. Συνεχιζόμενες συγκρούσεις στο Αφγανιστάν σημαίνει ότι 1 σε κάθε 631 ανθρώπους είναι ακρωτηριασμένος. Στο Ιράκ, ο αριθμός είναι 1 στις 987. Ο παγκόσμιος οργανισμός υγείας (World Health Organization-WHO) εκτιμά ότι στην Αφρική, την Ασία και τη Λατινική Αμερική 30 εκατομμύρια άτομα απαιτούν προσθητικά άκρα, τιράντες και άλλες τέτοιες συσκευές για την καθημερινή διαβίωση, από τα 24 εκατομμύρια ανθρώπων το 2006. Στις Ηνωμένες Πολιτείες, όπου 185.000 άνθρωποι υποφέρουν από ακρωτηριασμό κάθε χρόνο, η απώλεια των άκρων αυξάνεται. Σήμερα, υπάρχουν περισσότερα από 1,6 εκατομμύρια ακρωτηριασμένοι αμερικανοί (Jonel, 2010; Sarvestani & Azam, 2013).

Διεθνώς, οι άνδρες είναι πιο πιθανό να υποστούν ακρωτηριασμό σε σχέση με τις γυναίκες. Επίσης υπάρχει μια σχετιζόμενη με την ηλικία αύξηση των ακρωτηριασμών των κάτω άκρων μετά την αγγειακή νόσο (Ephraim et al., 2003; Heikkinen et al., 2007). Ο συχνότερος ακρωτηριασμός φαίνεται να είναι ο κνημιαίος, καθώς κατέχει το 37% των ακρωτηριασμών. Ακολουθεί ο μηριαίος με ποσοστό 30% και τέλος ο ακρωτηριασμός με απεξάρθρωση ισχίου που αφορά μόλις το 5% του πληθυσμού (Engstrom Van de Ven, 1999).

Στη δυτική Ευρώπη, τα ποσοστά ακρωτηριασμών φαίνεται να έχουν διαφορές. Τα ποσοστά στην Ισπανία (Μαδρίτη), Ιταλία (Βιτσέντζα) και Ηνωμένο Βασίλειο (Λάισεστερ) είναι μικρότερα από αυτά στο βόρειο Ηνωμένο Βασίλειο (Unwin, 2000). Στην Ελλάδα, σε ακρωτηριασμό ενός ή και των δύο άκρων υποβάλλονται κάθε χρόνο περίπου πέντε χιλιάδες (5000) άνθρωποι. Από αυτούς μόλις το 15-20 % ακρωτηριάζονται στα άνω άκρα, ενώ η πλειοψηφία, με ποσοστό να φτάνει και το 85%, δέχεται ακρωτηριασμό στα κάτω άκρα (Σπυρούνης, 2009).

Πίνακας 1. Αίτια και ποσοστά που σχετίζονται με τον πρώτο μεγάλο ή μικρό ακρωτηριασμό. (Μεταφρασμένος πίνακας από Epidemiology of lower extremity amputations in centres in Europe, North America and East Asia, Unwin, 2000)

		άνδρες				γυναίκες			
		τραύμα	διαβήτης	μόλυνση	Π.Α.Π.	τραύμα	διαβήτης	μόλυνση	Π.Α.Π.
Λιντς, Μ.Β.	μεγάλος	4	40	57	83	10	36	58	70
	μικρός	10	46	60	57	0	29	33	26
Λέστερ, Μ.Β.	μεγάλος	0	48	33	88	2	36	17	81
	μικρός	5	57	43	62	0	41	12	59
Μαδρίτη, Ισπανία	μεγάλος	0	80	60	93	0	60	40	100
	μικρός	8	69	77	100	0	80	80	80
Μίντλεσμπερο, Μ.Β.	μεγάλος	10	44	54	77	9	36	50	73
	μικρός	0	59	71	65	5	43	38	62
Μοντγκόμερι, Η.Π.Α.	μεγάλος	3	64	14	72	2	62	9	60
	μικρός	2	60	32	89	1	51	26	68
περιοχή Navajo, Η.Π.Α.	μεγάλος	10	90	85	51	0	91	100	65
	μικρός	6	81	88	16	10	86	90	17
Νιούκαστλ, Μ.Β.	μεγάλος	10	33	37	71	15	23	31	62
	μικρός	14	36	54	64	0	29	29	50
Γιλάν, Ταϊβάν	μεγάλος	50	41	53	56	16	53	84	74
	μικρός	57	38	43	43	25	75	75	75
Τοκίγκι, Ιαπωνία	μεγάλος	3	33	49	55	0	41	22	30
	μικρός	0	64	27	36	20	100	40	20
Βιτσέντζα, Ιταλία	μεγάλος	0	61	22	78	4	20	4	88
	μικρός	7	60	60	60	12	50	38	62

1.2 ΑΙΤΙΟΛΟΓΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΩΝ

Η αιτιολογία των ακρωτηριασμών εμφανίζει ποικιλομορφία, με τα κυριότερα αίτια να συνοψίζονται στα εξής:

1. Περιφερειακές Αγγειακές παθήσεις (Π.Α.Π.): περιφερική αγγειακή νόσος (PVD) ή χρόνια φλεβική ανεπάρκεια (CVI), που προκαλούνται από ποικίλες παθολογίες, όπως διαβήτης (ο οποίος αποτελεί την πιο συχνή αιτία ακρωτηριασμού με ποσοστό 70% (Moxey et al., 2011; Μανές και συν., 2018), αθηροσκλήρωση, πάθηση Raynaud, πάθηση Buerger κ.ά., αντιπροσωπεύουν το 85% του συνόλου των ακρωτηριασμών των κάτω άκρων. Οι Π.Α.Π. συμβαίνουν κυρίως σε ηλικίες άνω των 65 χρονών (Wes Cougdon, 2011; Murdoch, 1967). Στις Η.Π.Α., οι διαμηνιαίοι ακρωτηριασμοί λόγω Π.Α.Π. φτάνουν το ποσοστό του 25,8% (Wes Cougdon, 2011). Στην Ελλάδα, περίπου 50000 άτομα κινδυνεύουν άμεσα να υποστούν ακρωτηριασμό κάτω άκρου. Η Διεθνής Ομοσπονδία για το διαβήτη (2017) εκτιμά πως το 2% του πληθυσμού των διαβητικών ασθενών, εμφανίζουν νέα έλκη ετησίως. Άρα, 20000 περιπτώσεις διαβητικών ελκών προστίθενται κάθε χρόνο στον ελλαδικό χώρο (Μανές και συν., 2018).
2. Τραύμα: στην κατηγορία αυτή εντάσσονται τα τροχαία ατυχήματα (29%), τα τραύματα από μηχανήματα (19,4%), ηλεκτρικά εργαλεία και συσκευές (9,7%), πυροβόλα (8,5%), πτώσεις (22,6%) (Wes Cougdon, 2011; Healey & Tai, 2009). Τα ατυχήματα αυτά μπορεί να ακρωτηριάσουν το θύμα άμεσα (τη στιγμή του ατυχήματος, αποκόβεται το άκρο) ή έμμεσα (ενδο- νοσοκομειακά, σε περίπτωση που δε μπορεί να διασωθεί το άκρο).
3. Όγκοι: Οι πρωτοπαθείς κακοήθεις όγκοι των οστών αποτελούν σπάνιες βλάβες με λιγότερους από 3.000 νέες περιπτώσεις ετησίως στις Η.Π.Α. Επί του παρόντος, το 80 % έως 85 % των ασθενών με πρωτοπαθή κακοήθη όγκο οστών που αφορούν τα άκρα (π.χ. , οστεοσάρκωμα, σάρκωμα Ewing ,και χονδροσάρκωμα) μπορούν να αντιμετωπίζονται, με ασφάλεια, με ευρεία εκτομή και διατήρηση του σκέλους. Οι όγκοι πλέον αντιμετωπίζονται ποικιλοτρόπως, αυξάνοντας έτσι τα ποσοστά επιβίωσης σε ασθενείς που δε

μπορούν να δεχθούν χημειοθεραπεία στο 60%-70% (DiCaprio & Friedllaender, 2003; www.cancer.org, 2013; Biermann et al., 2013).

4. Χρόνια λοίμωξη - μόλυνση : η νόσος Hansen (λέπτρα) είναι μια χρόνια πάθηση που προσβάλλει τα περιφερικά νεύρα και το δέρμα κυρίως. Αυτό οδηγεί σε πρόκληση τραυμάτων, τα οποία λόγω μη καλής επούλωσης, οδηγούν σε ακρωτηριασμό. Η μόλυνση περιλαμβάνει ανοιχτά τραύματα που προσβάλλονται από το μικρόβιο μηνιγκιδιόκοκκος, το οποίο προσβάλλει το δέρμα και προκαλεί αιμορραγικά εξανθήματα και νέκρωση των άκρων.
5. Ανισοσκελία άκρων : Ο υπολογισμός του μήκους των κάτω άκρων, γίνεται με μεζούρα και τον ασθενή σε ύπτια θέση. Μετράται η απόσταση μεταξύ της πρόσθιας άνω λαγόνιας άκανθας και του έσω σφυρού του κάθε μέλους, με την προϋπόθεση ότι αυτά έχουν τοποθετηθεί στην ίδια ανατομική θέση. Σε περιπτώσεις όπου η διαφορά των δύο άκρων υπερβαίνει τα 20 εκατοστά, συνίσταται ακρωτηριασμός (Χατζηπαύλου & Κοντάκης, 2006).
6. Συγγενής ανεπάρκεια: Υπάρχουν λίγες πληροφορίες σχετικά με τη συγγενή ανεπάρκεια κάτω άκρων. Από ότι έχει αναφερθεί ο πληθυσμός που πάσχει από την ανεπάρκεια, ποικίλει ευρέως από 1 ανά 15.000, έως 3 ανά 100, ανάλογα αν συμπεριλαμβάνει κανείς και τις πιο ήπιες μορφές. Η συχνότητα των συγγενών ανεπαρκειών μηριαίου (CFD) κυμαίνεται από 1 στους 50.000 έως 200.000 γεννήσεις ζώντων. Υπάρχουν 4 τρόποι με τους οποίους η έλλειψη άκρων μπορεί να προκληθεί: ενδομήτριος ακρωτηριασμός από τον αμνιακό σάκο, διατάραξη της ανάπτυξης της αρτηριακής παροχής, περιβαλλοντικοί παράγοντες (10%) και λάθη στο γενετικό έλεγχο της ανάπτυξης των άκρων. Η παλαιότερη και πιο ευρέως διαδεδομένη αιτιολογία για συγγενή ακρωτηριασμό στο παρελθόν, ήταν αυτή στον αμνιακό σάκο. Υπάρχουν αποδείξεις ότι ο ομφάλιος λώρος μπορεί να προκαλέσει μια στένωση γύρω από τα αναπτυσσόμενα άκρα, που παρεμβαίνουν στην ανάπτυξη του σκέλους, ως αποτέλεσμα σε κάθε βαθμό της βλάβης, από μια μικρότερη λωρίδα σύσφιξης γύρω από ένα άκρο, που αλλιώς είναι φυσιολογικό, μέχρι έναν πλήρη εγκάρσιο ακρωτηριασμό (Ghanem, 2008).

1.3 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ

1. Ημιπυελεκτομή

Είναι επέμβαση σοβαρή και απαιτεί ικανή χειρουργική πείρα. Ανήκουν στις σπάνιες περιπτώσεις ακρωτηριασμών (Λαζαρίδης,1993). Περιλαμβάνει απώλεια οποιουδήποτε μέρους του λαγόνιου, ηβικού ή ισχιακού οστού. Μπορεί να είναι εσωτερικός, όπου το άκρο σώζεται, ή εξωτερικός, στον οποίο το σκέλος απομακρύνεται (Wes Cougdon, 2011). Ενδείκνυται κυρίως σε περιπτώσεις όγκων και εκτεταμένης γάγγραινας και λιγότερο σε τραύματα ή λοιμώξεις (Wes Cougdon, 2011; Λαζαρίδης, 1993).

2. Απεξάρθρωση ισχίου

Περιλαμβάνει απώλεια ολόκληρου του μηριαίου οστού (Wes Cougdon, 2011). Ανήκει και αυτός ο τύπος ακρωτηριασμού στις σπάνιες περιπτώσεις και απαιτεί εξίσου ικανή χειρουργική πείρα (Λαζαρίδης,1993). Ενδείκνυται κυρίως σε περιπτώσεις όγκων και εκτεταμένης γάγγραινας και λιγότερο σε τραύματα ή λοιμώξεις (Wes Cougdon, 2011; Λαζαρίδης, 1993).

3. Ακρωτηριασμός μηρού

Κύριο μειονέκτημά του είναι η αφαίρεση της άρθρωσης του γόνατος (Λαζαρίδης,1993).

- i. Εγγύς διαμηριαίος ακρωτηριασμός συμβαίνει όταν λιγότερο από το 35% του μήκους του οστού είναι παρόν. Όχι συχνός (Wes Cougdon, 2011).
- ii. Μέσος διαμηριαίος (μεσότητα) υφίσταται όταν σώζεται το 35-60% του μήκους του μηριαίου οστού. Σε γενικές γραμμές το υπολειπόμενο μέλος πρέπει να απέχει 10-15 εκατοστά από τον μείζονα τροχαντήρα (Murdoch, 1967; Marshall & Stansby, 2010). Ιδανικά, ο ακρωτηριασμός πρέπει να απέχει τουλάχιστον 10 εκατοστά από το κατώτερο άκρο του μηριαίου, ώστε να υπάρχει χώρος για το προσθετικό γόνατο. Φυσιολογικά, οι πρόσθιες και οπίσθιες μυϊκές επιφάνειες είναι καλά αγγειωμένες, οπότε χρησιμοποιούνται ίσοι κρημνοί.
- iii. Άπω διαμηριαίος ακρωτηριασμός γίνεται όταν περισσότερο από το 60% του μηριαίου διασώζεται (Wes Cougdon, 2011).

4. Απεξάρθρωση γόνατος

Παλιά και ανατομική διαδικασία στην οποία δεν απαιτείται εγκάρσια τομή οστών και μυών. Προσφέρει καλή κατανομή βάρους και διατηρεί μακρύ και ισχυρό μοχλοβραχίονα (μηριαίο οστό) (Λαζαρίδης, 1993). Αποδίδει μια κακής αισθητικής υποδοχή, λόγω της ανάγκης για εξωτερικό μηχανισμό άρθρωσης, συνεπώς δυσκολία στον έλεγχο της φάσης αιώρησης κατά τη βάδιση. Ενδείκνυται σε παιδιά, καθώς διατηρείται το μήκος του μηριαίου οστού και μένει ανέπαφος ο περιφερικός συζευκτικός χόνδρος του μηριαίου (Λαζαρίδης, 1993), και σε άτομα που δε θα χρησιμοποιήσουν πρόθεση (Wes Cougdon, 2011).

5. Ακρωτηριασμός κνήμης

Είναι ο πιο συνήθης ακρωτηριασμός και έχει το πλεονέκτημα διατήρησης της άρθρωσης του γόνατος (Λαζαρίδης, 1993). Η συνηθέστερη τεχνική που χρησιμοποιείται είναι αυτή όπου γίνεται χρήση του οπίσθιου και μακρύτερου κρημονού γιατί έχει καλή αιμάτωση (Wes Cougdon, 2011; Λαζαρίδης, 1993). Η περόνη συνήθως κόπτεται 1-2 εκατοστά κοντότερη από την κνήμη για αποφυγή μετέπειτα πόνου στην περόνη (Wes Cougdon, 2011).

- a. Εγγύς ακρωτηριασμός κνήμης συμβαίνει όταν λιγότερο από το 20 % του μήκους της κνήμης διατηρείται. Μπορεί να προκύψει από τραύμα , και συνήθως δεν είναι μια εκλεκτική διαδικασία. Έχει σαν αποτέλεσμα μικρό μοχλοβραχίονα, γεγονός που καθιστά την έκταση του γόνατος αρκετά δύσκολη.
- b. Ακρωτηριασμός στη μεσότητα της κνήμης συμβαίνει όταν μεταξύ 20 % και 50 % του μήκους της κνήμης σώζεται. Απαιτούνται τουλάχιστον 8 εκατοστά της κνήμης κάτω από την άρθρωση του γόνατος για τη βέλτιστη τοποθέτηση πρόθεσης.
- c. Άπω ακρωτηριασμός κνήμης γίνεται όταν περισσότερο από 50% του μήκους της κνήμης είναι παρόν. Συνήθως δε συνίσταται λόγω κακής αιματικής παροχής περιφερικά και ανεπάρκειας μαλακών μορίων να καλύψουν το οστό (Wes Cougdon, 2011; Λαζαρίδης, 1993).

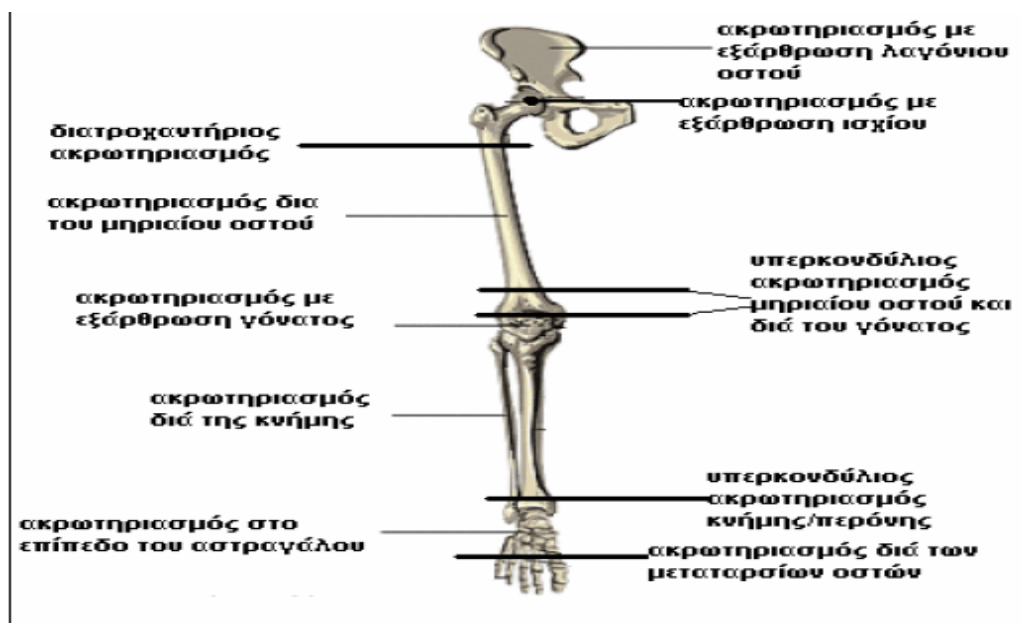
6. Ακρωτηριασμός Syme

Φέρει το όνομα του Σκωτσέζου χειρουργού που τον επινόησε πριν από 150 χρόνια. Προσφέρει ισχυρή επιφάνεια φόρτισης, καθώς δεν αφαιρεί μεγάλο τμήμα του σκέλους. Δημιουργείται οπίσθιος πτερνικός κρημνός που περιλαμβάνει το σκληρό δέρμα της πτέρνας, τον υποδόριο ιστό και την έκφυση των βραχέων καμπτήρων. Μετεγχειρητικές επιπλοκές μπορεί να περιλαμβάνουν ένα ασταθές κρημνό πτέρνας, την ανάπτυξη νευρώματος του οπίσθιου κνημιαίου νεύρου, την κακή αισθητική και τη δυσκολία εφαρμογής ικανοποιητικής πρόθεσης (Wes Cougdon, 2011; Λαζαρίδης, 1993).

7. Ακρωτηριασμοί άκρου ποδός

- Ακρωτηριασμός στο ύψος των μεσοταρσίων αρθρώσεων (Chopart).
- Ακρωτηριασμός στο ύψος των ταρσομεταρσίων αρθρώσεων (Lisfranc).
- Ακρωτηριασμός δια μέσου των μεταταρσίων.
- Ακρωτηριασμοί δακτύλων (Wes Cougdon, 2011; Λαζαρίδης, 1993).

Εικόνα 1. Επίπεδα ακρωτηριασμού στα κάτω άκρα (προσαρμοσμένο από https://www.google.gr/search?q=%CF%83%CE%BA%CE%B5%CE%BB%CE%B5%CF%84%CE%BF%CF%82+%CE%BA%CE%B1%CF%84%CF%89+%CE%B1%CE%BA%CF%81%CF%89%CE%BD&tbm=isch&tbs=rimg:CbFA7npMfzjUljzh1zNYs9bbgB9chRPzx4hY7QeLB_)



1.4 ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ

Τα άτομα που έχουν υποστεί ακρωτηριασμό κάτω άκρων ως ενήλικες πρέπει να τροποποιήσουν και να προσαρμόσουν τις καθιερωμένες συνήθειες και τα πρότυπα κίνησής τους προκειμένου να αντιμετωπίσουν την αποκτηθείσα βλάβη τους. Αυτή η προσαρμογή απασχολεί τόσο τους ψυχικούς όσο και τους φυσικούς πόρους του ατόμου και ως εκ τούτου γενικά επιτυγχάνει στα νεότερα, υγιέστερα και σωματικά πιο ενεργά άτομα (Sansam et al., 2009; Munin et al., 2001). Εκτός από το ακρωτηριασμένο άκρο ωστόσο, ο ακρωτηριασμός, γίνεται η αιτία για αλλαγές και προσαρμογές σε ολόκληρο τον οργανισμό ενός ατόμου που υπόκειται σε αυτή την ενέργεια. Πραγματοποιείται αναδιοργάνωση ολόκληρου του Κεντρικού Νευρικού Συστήματος (Κ.Ν.Σ.), από το νωτιαίο μυελό, μέχρι τον κατώτερο εγκέφαλο, τον εγκεφαλικό φλοιό και τις προσαγωγές και απαγωγές οδούς που συντελούν στην κίνηση ενός άκρου (Lephart et al., 1997).

Ο λόγος που πραγματοποιείται αυτή η αναδιοργάνωση είναι οι αλλαγές στην ισορροπία και στην ιδιοδεκτικότητα του ατόμου. Ως ιδιοδεκτικότητα ορίζεται η μεταφορά πληροφοριών από την περιφέρεια (συμπεριλαμβανομένων των μηχανικών και δυναμικών δομών) προς το Κ.Ν.Σ. (Sherrington, 1906). Η ιδιοδεκτικότητα εκφράζεται από την αίσθηση της θέσης της άρθρωσης, την αίσθηση της δύναμης και την κιναισθησία. Η αίσθηση της θέσης της άρθρωσης, εκτιμάται και ερμηνεύεται από πληροφορία που αφορά μια άρθρωση, τη θέση και προσανατολισμό αυτής στο χώρο, ενώ η αίσθηση της δύναμης είναι η ικανότητα που ορίζεται και ερμηνεύεται από τη δύναμη που εφαρμόζεται ή που παράγεται μέσα στην ίδια την άρθρωση (Sherrington, 1906). Η κιναισθησία είναι η ικανότητα που εκτιμάται και ερμηνεύεται από την αίσθηση της κίνησης και της θέσης της άρθρωσης (Bastian, 1888).

Η διαδικασία που ακολουθεί ο οργανισμός για τη σωστή θέση και ισορροπία ξεκινάει από την ιδιοδεκτική πληροφορία η οποία δημιουργείται σε επίπεδο μηχανοϋποδοχέων. Αυτοί οι μηχανοϋποδοχείς, βρίσκονται εντός των μυών, των τενόντων, των συνδέσμων και των θυλάκων των αρθρώσεων. Παρουσιάζουν ευαισθησία σε μηχανικά ερεθίσματα, που διαμορφώνουν και αλλάζουν τη συχνότητα των νευρικών ώσεων προς το Κ.Ν.Σ μέσω κεντρομόλων

οδών (Grigg, 1994). Έτσι, η μηχανική ενέργεια μετατρέπεται σε μία νέα δυναμική δράση, ως απάντηση στο Κ.Ν.Σ. Τα όργανα στα οποία εντοπίζεται ο φυσιολογικός μηχανισμός της ιδιοδεκτικότητας και της κιναισθησης είναι:

1) Τα τενόντια σωμάτια τύπου Golgi (υποδοχείς τάσεως), που βρίσκονται στο όριο μεταξύ τένοντα και μυός. Αυτοί οι υποδοχείς ορίζουν τη θέση των αρθρώσεων και την κατεύθυνση των κινήσεων τους και μπορούν να προσαρμοστούν σε διαφορετικά επίπεδα για διαφορετικές γωνίες αρθρώσεων (Johanson & Sjolander, 1993; Grigg, 1994).

2) Τα σωμάτια Ruffini, που βρίσκονται μέσα στους συνδετικούς ιστούς της άρθρωσης. Αυτοί οι υποδοχείς ορίζουν τη διεύθυνση και την ταχύτητα των κινήσεων. Μαζί με τους υποδοχείς τύπου Golgi προσδιορίζουν τη θέση της άρθρωσης και είναι οι πιο ευαίσθητοι υποδοχείς. Τα σωμάτια αυτά λόγω του επηρεασμού τους από την ένταση των μυών, ξεχωρίζουν αν μία κίνηση είναι παθητική ή ενεργητική (Hogervorst & Brand, 1998).

3) Τα σωμάτια τύπου Pacinian που εντοπίζονται στην κάψουλα των αρθρώσεων. Είναι πολύ ευαίσθητα στις γρήγορες κινήσεις και δεν επηρεάζονται από τις γωνίες των αρθρώσεων, αλλά από την βαρύτητα, την επιτάχυνση και την κατεύθυνση των άκρων κατά την κίνησή τους (Johanson & Sjolander, 1993).

Οι αισθητικές πληροφορίες που λαμβάνονται από το περιβάλλον καταλήγουν στο Κ.Ν.Σ., μέσω των περιφερικών μηχανοϋποδοχέων, των οπτικών και των προθαλαμικών υποδοχέων. Οι οπτικοί και προθαλαμικοί υποδοχείς διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην θέση και την ισορροπία του σώματος, ενώ οι μηχανοϋποδοχείς σχετίζονται με την ιδιοδεκτικότητα (Lephart et al., 1997). Με την ιδιοδεκτική αίσθηση λοιπόν, το Κ.Ν.Σ. ενημερώνεται για την θέση και κίνηση των μελών στο χώρο, αποκτώντας με αυτόν τον τρόπο την δυνατότητα για έλεγχο της κινητικής δραστηριότητας. Παράλληλα, εξασφαλίζει την ισορροπία του σώματος και το προστατεύει από τυχόν λάθη που παρεμποδίζουν την φυσιολογική κίνηση και θέτουν σε κίνδυνο την ακεραιότητα του ατόμου.

Όταν ο ακρωτηριασμός περιλαμβάνει και την άρθρωση του γόνατος, όπως π.χ. στον μηριαίο ακρωτηριασμό, το Κ.Ν.Σ. επηρεάζεται ακόμα περισσότερο, εφόσον η άρθρωση του γόνατος αποτελεί τον κεντρικό κρίκο της αλυσίδας του κάτω άκρου. Ανάλογα με το ύψος του ακρωτηριασμού, κάποιοι από τους μηχανοϋποδοχείς παύουν και να υπάρχουν, με αποτέλεσμα η αισθητικοκινητική

ικανότητα του Κ.Ν.Σ. να διαταράσσεται και το Κ.Ν.Σ. να πρέπει να αναδιοργανωθεί και να προσαρμοστεί στα καινούρια δεδομένα του οργανισμού μετά τον ακρωτηριασμό.

Έρευνες υποστηρίζουν ότι η άρθρωση του εναπομείναν ισχίου καθίσταται υπεύθυνη για την προσαρμογή της ιδιοδεκτικής ικανότητας και της κιναισθητικής αντίληψης μετά από έναν ακρωτηριασμό (Skinner et al., 1986; Eakin et al., 1992). Αυτό το γεγονός αυτόματα σημαίνει ότι τα άτομα με ακρωτηριασμό, θα εμφανίσουν διαταραχές στην ισορροπία τους και στην βάδισή τους, με την ενίσχυση της άρθρωσης του ισχίου να είναι άκρως απαραίτητη (Hof et al., 2007; Baum, et al. 2007; Vrieling et al., 2008). Συγκεκριμένα, μελέτες αναφέρουν ότι υπάρχει διαφορά στη στήριξη κατά τη διάρκεια της βάδισης, καθώς τα άτομα με ακρωτηριασμό στηρίζονται 60,4% στο τεχνητό μέλος και 68% στο άλλο άκρο. Όπως είναι λογικό, υπάρχουν και αλλαγές στην κατανομή του βάρους, στα σημεία πίεσης του πέλματος, και στις δυνάμεις αντίδρασης από το έδαφος, τόσο στο τεχνητό μέλος, όσο και στο αντίθετο κάτω άκρο (Hof et al., 2007). Τα πιθανά αίτια αυτών των αλλαγών εστιάζονται στη μειωμένη κινητικότητα, στον πόνο στο κολόβωμα, στην κακή εφαρμογή του τεχνητού μέλους, στη μειωμένη δύναμη των παρακείμενων μυών, στη μειωμένη ιδιοδεκτική πληροφορία λόγω προβλημάτων ισορροπίας και στη μειωμένη αυτοπεποίθηση (Nadollek et al., 2002).

Επίσης, στα ακρωτηριασμένα άτομα, η αλλοίωση του βηματισμού, η αυξημένη φόρτιση στο άθικτο άκρο και η χρήση της πρόθεσης μπορεί να οδηγήσει σε πόνο και εκφυλισμό των αρθρώσεων (Norvell et al., 2005; Kulkarni et al., 1998; Morgenroth et al., 2011). Σε σύγκριση με αρτιμελή άτομα, ο πόνος στο γόνατο του άθικτου άκρου εμφανίστηκε σχεδόν δύο φορές παραπάνω στους ασθενείς με ακρωτηριασμό κάτω άκρου (Norvell et al., 2005). Επιπλέον, η εμφάνιση της συμπτωματικής οστεοαρθρίτιδας γόνατος έχει βρεθεί 17 φορές υψηλότερη στα άτομα που έχουν υποστεί μονόπλευρο ακρωτηριασμό κάτω άκρων από τα αρτιμελή ηλικιωμένα άτομα (Struyf et al., 2009). Τα άτομα με απώλεια κάτω άκρου περπατούν πιο αργά, έχουν λιγότερο αποδοτικά πρότυπα βάδισης (ασυμμετρία), μειωμένη απορρόφηση κραδασμών και αυξημένη κατανάλωση ενέργειας (Waters & Mulroy, 2004; Yack et al., 1999; Gard & Konz, 2003; Engsborg et al., 1994; Isakov et al., 2000; Nolan et al., 2003).

Μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί σχετικά με τον ακρωτηριασμό πάνω από το γόνατο, αναφέρουν ότι υπάρχει αναπροσαρμογή στην ιδιοδεκτική λειτουργία λόγω απουσίας των δομών του γόνατος. Ωστόσο, η ιδιοδεκτικότητα και η κιναισθηση στο ακρωτηριασμένο άκρο δε μειώνεται πολύ και αυτό φαίνεται να οφείλεται στην άρθρωση του ισχίου του ακρωτηριασμένου άκρου (Eakin et al., 1992).

Στον ακρωτηριασμό, πολύ σημαντικές είναι οι παρακείμενες αρθρώσεις, οι οποίες χρησιμοποιούν τη μυοσκελετική τους δομή και τη νευρολογική τους ενίσχυση για να εξασφαλίσουν κίνηση στο κολόβωμα (Dhillon et al., 2004). Ερευνητές, σε πειράματά τους, τόνισαν ότι σε μακροπρόθεσμους ακρωτηριασμούς, οι λειτουργικές νευρικές συνδέσεις που έχουν απομείνει είναι βιώσιμες ή μπορούν να ανακτηθούν μετά από εξάσκηση. Η ιδιοδεκτική ικανότητα αν και μειωμένη, μπορεί να ανακτηθεί εύκολα, με τους αισθητικούς νευρώνες να είναι πιο ανθεκτικοί από τους κινητικούς (Dhillon et al., 2004).

Για τους ακρωτηριασμούς κάτω από το γόνατο, έρευνες αναφέρουν ότι υπάρχει σημαντική μείωση της κιναισθησίας κατά την παθητική κίνηση, ενώ κατά την αναπαραγωγή συγκεκριμένων γωνιών, η κιναισθησία δεν επηρεάζεται σημαντικά (Liao & Skinner, 1995). Ακόμα, η σύγκριση ακρωτηριασμένου και μη ακρωτηριασμένου άκρου ως προς την κιναισθηση, δείχνει ότι αυτή μειώνεται τόσο στο κολόβωμα, όσο και στο αντίθετο μη ακρωτηριασμένο άκρο (Kavounoudias et al., 2005).

Σε πρόσφατη μελέτη στις ΗΠΑ, έχει αναφερθεί ότι ο περιφερικός μηριαίος χόνδρος βρέθηκε να είναι λεπτότερος στην πλευρά του ακρωτηριασμού σε σύγκριση με το ακέραιο πόδι σε ασθενείς με μονόπλευρους ακρωτηριασμούς (Akkaya et al., 2013). Αυτό το γεγονός προσθέτει ένα ακόμα πρόβλημα σε αυτούς τους ασθενείς, αυτό της μυϊκής ατροφίας του τετρακέφαλου μυός που θα οδηγεί σε απώλεια αντοχής στην ακρωτηριασμένη πλευρά. Η μαγνητική τομογραφία, έχει τεκμηριώσει αυτή τη μυϊκή ατροφία και σε ασθενείς με ακρωτηριασμό στην κνήμη (Schmalz et al., 2001; Sherk et al., 2010).

Σε όρθια στάση, τα άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρου έχουν μειωμένα όρια σταθερότητας και εμφανίζουν προσθοπίσθια και πλάγια ταλάντωση. Αυτή η ταλάντωση ίσως οφείλεται στο γεγονός ότι χάνονται οι ορθοστατικοί μύες του γαστροκνημίου και του πρόσθιου κνημιαίου στο κολόβωμα (Viton et al., 2000). Αυτή η απώλεια της αισθητικής τροφοδότησης σε συνδυασμό με την ταλάντωση αυξάνουν το φόβο της πτώσης σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων (Miller et al., 2001).

Επιπροσθέτως, έρευνες έχουν ασχοληθεί με την αξιολόγηση της ορθοστατικής αναδιοργάνωσης κατά τη διάρκεια ανύψωσης κάτω άκρου σε ασθενείς με ακρωτηριασμό της κνήμης. Οι έρευνες αυτές διαπίστωσαν αλλαγές στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα σε σχέση με υγιή άτομα. Κατά τη διάρκεια ανύψωσης κάτω άκρου, ενώ το μυϊκό σύστημα του κορμού ενεργοποιήθηκε αμέσως και συμμετρικά, ο δικέφαλος μηριαίος και ο ορθός μηριαίος ενεργοποιήθηκαν ασυμμετρικά στο υγιές κάτω άκρο, σε αντίθεση με τα υγιή άτομα, όπου οι μύες του μηρού ενεργοποιούνται συμμετρικά (Mouchnino et al., 1998). Επίσης, τα υγιή άτομα, πριν την ανύψωση του κάτω άκρου, ενεργοποιούν τον ετερόπλευρο γαστροκνήμιο, ενώ τα ακρωτηριασμένα άτομα δε μπορούν και γι' αυτό ενεργοποιούν τον τείνον την πλατεία περιτονία νωρίτερα (Mouchnino et al., 1998).

Η απώλεια ενός άκρου είναι καταστροφική και απαιτεί σημαντικές προσαρμογές στην καθημερινότητα του ατόμου. Εκτός από την απώλεια του άκρου, οι ασθενείς χάνουν την αυτοεκτίμηση, την κοινωνική αλληλεπίδραση, τις προοπτικές απασχόλησης και την ανεξαρτησία τους. Πράγματι, η ψυχολογική ρύθμιση που απαιτείται έχει συγκριθεί με εκείνη για την αντιμετώπιση του πένθους (Fisher & Hanspal, 1998) και δεν προκαλεί έκπληξη το γεγονός ότι το άγχος ή τα καταθλιπτικά συμπτώματα είναι κοινά μετά τον ακρωτηριασμό. Αρκετές είναι οι μελέτες που επιβεβαιώνουν αυτά τα συμπτώματα με ποσοστό επικράτησης έως και 41% (Kashani et al., 1983; Hill et al., 1995; Schubert et al., 1992; Cansever, 2003). Μάλιστα, αρκετές μελέτες υποστηρίζουν ότι τα επίπεδα κατάθλιψης παραμένουν υψηλά για μέχρι και 10 χρόνια μετά τον ακρωτηριασμό (Bodenheimer et al., 2000; Caplan & Hackett, 1963; Thompson & Haran, 1984). Αναφέρονται επίσης, υψηλές αντιδράσεις ανησυχίας και θλίψης μετά τον

ακρωτηριασμό, αλλά αυτά τα επίπεδα πέφτουν αρκετά γρήγορα (Shukla et al., 1982; Pfefferbaum & Pasnau, 1976). Η αποκατάσταση του ακρωτηριασμού λοιπόν, περιλαμβάνει πολλές διαστάσεις και έγκειται σε μία ομάδα ιατρών και θεραπευτών, οι οποίοι με σωστή συνεργασία θα αποδώσουν το μέγιστο αποτέλεσμα στον ασθενή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ

2.1 ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗ

Η προσθετική επιστήμη οφείλει την εξέλιξή της στην ανάγκη του ανθρώπου για βελτίωση της ποιότητας της καθημερινότητάς του, ύστερα από επεμβάσεις ακρωτηριασμών. Η πρόοδος της τεχνολογίας είναι μεγάλος αρωγός σε αυτή την εξέλιξη, αφού ήδη από την πρώτη δεκαετία του 21^{ου} αιώνα η βιονική εποχή είναι γεγονός. Η δημιουργία ανθρωπόμορφων ρομποτικών άκρων, με δυνατότητες ελέγχου από την εγκεφαλική δραστηριότητα και τις επιθυμίες του χρήστη είναι πολλά υποσχόμενη, πλησιάζοντας την πλήρη αποκατάσταση της αφής και της ιδιοδεκτικότητας. Η βιονική επιστήμη ασχολείται με την κατασκευή άκρων που θα μπορούν να λειτουργούν και να ελέγχονται μέσω νευρικών σημάτων και αισθητήρων. Αυτό το γεγονός δίνει κουράγιο και ελπίδα στα άτομα που ζουν με κάποιον ακρωτηριασμό για ένα λειτουργικότερο μέλλον, με μια πλήρη αποκατάσταση (Sliman, 2015).

2.2 ΤΕΧΝΗΤΑ ΜΕΛΗ – ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ

Οι προθέσεις είναι κατασκευές, που συνήθως εφαρμόζονται εξωτερικά και έχουν σχεδιαστεί για να αντικαθιστούν ή να συμπληρώνουν τις απαιτήσεις της εμφάνισης και της λειτουργικότητας, ενός φυσικού μέλους του σώματος που έχει αποκοπεί, μετά από ακρωτηριασμό, από οποιαδήποτε αιτία. Για τη διευκόλυνση της καθημερινότητας με την εφαρμογή τους, είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός του επιθυμητού στόχου χρήσης τους, τόσο από τον χρήστη όσο και από τον επαγγελματία προθετικό, που λειτουργούν ομαδικά. Στόχος είναι η βελτίωση των ικανοτήτων του χρήστη και η ενίσχυση των δυνατοτήτων του σώματός του (Bache, 2008).

Υπάρχουν τρεις κατηγορίες προθέσεων: οι μετεγχειρητικές, είτε πρώιμες είτε αργότερες, οι οριστικές και προθέσεις ειδικού σκοπού (Quigley, 1992). Οι μετεγχειρητικές προθέσεις τοποθετούνται μέσα σε 24 ώρες μετά τον ακρωτηριασμό και προτείνονται κυρίως σε νέα και υγιή άτομα, χωρίς ωστόσο να

υπάρχει αποτυχία στη χρήση από ηλικιωμένους. Οι πρώιμες μετεγχειρητικές προθέσεις τοποθετούνται συνήθως έως τις πρώτες τέσσερις εβδομάδες με την εφαρμογή τους να συμπίπτει με την αφαίρεση των ραμμάτων. Οι απώτερες μετεγχειρητικές προθέσεις βοηθούν για τη μετάβαση σε μια οριστική πρόθεση και χρησιμοποιούνται από 3 έως 6 μήνες. Οι οριστικές προθέσεις, χρησιμοποιούνται εφόσον η κατάσταση του ακρωτηριασμένου άκρου είναι σταθεροποιημένη. Έχουν διάρκεια ζωής από 3 έως 5 χρόνια και στη συνέχεια αντικαθίστανται από καινούριες. Οι προθέσεις ειδικού σκοπού χρησιμοποιούνται όταν ο χρήστης ασχολείται με έντονες δραστηριότητες και αθλήματα και σχεδιάζονται αποκλειστικά για την εξυπηρέτηση αυτών των σκοπών.

2.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΡΟΘΕΣΗΣ

Για να είναι μια πρόθεση επιτυχημένη και να εξυπηρετεί πλήρως τις ανάγκες του χρήστη είναι απαραίτητο να έχει κάποια βασικά χαρακτηριστικά, όπως αυτά συνοψίζονται παρακάτω:

- Άνεση και απλότητα στη χρήση, ώστε να μην την εγκαταλείψουν οι χρήστες λόγω άβολου αισθήματος
- Εύκολη εφαρμογή και αφαίρεση, γρήγορα και άκοπα
- Ελαφρότητα κατασκευής ώστε να αποφευχθεί το αίσθημα κόπωσης στον χρήστη της
- Ανθεκτικότητα κατασκευής, από ισχυρά και επισκευάσιμα υλικά, για να ανταπεξέρχεται στις απαιτήσεις της καθημερινότητας των χρηστών
- Άρτιο αισθητικό αποτέλεσμα παρόμοιο με αυτό του φυσικού μέλους, στα ίδια χρώματα και με τα ίδια χαρακτηριστικά
- Κατάλληλη λειτουργικότητα
- Λογικές απαιτήσεις συντήρησης (Pillet & Mackin, 1992)

2.4 ΔΙΑΘΕΣΙΜΕΣ ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ ΠΟΔΙΩΝ

Υπάρχουν τέσσερις κατηγορίες προσθετικών ποδιών: το μονοαξονικό, το πολυαξονικό, το δυναμικό και το πόδι SACH.

Το απλούστερο μοντέλο λειτουργικής πρόσθεσης είναι το μονοαξονικό πόδι. Αυτή η πρόθεση ενσωματώνει μια άρθρωση που προσομοιώνει την κίνηση του αστραγάλου και ελέγχεται με προφυλακτήρες από καουτσούκ. Παρέχει κάποια απορρόφηση κραδασμών και επιτυγχάνει γρήγορα σταθερή θέση στο πόδι, ένα σημαντικό χαρακτηριστικό για τους ακρωτηριασμένους υψηλού επιπέδου (Robinson et al., 2010). Διατίθεται σε μεγέθη για παιδιά και ενήλικες και ενώ η κίνηση που προσφέρει έχει μειωμένο εύρος σε σχέση με την φυσιολογική, είναι αρκετή για να επιτρέψει ένα λειτουργικό βάδισμα σε επίπεδες επιφάνειες (Edelstein, 1988).

Εικόνα 2. Μονοαξονικό πόδι.



Πηγή: Arifin et al., 2014

Εικόνα 3. Το πόδι Greissinger.



Πηγή: Ottobock.com

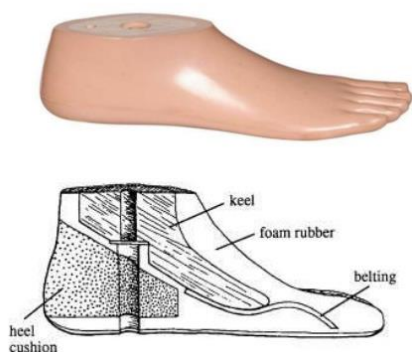
Το πολυαξονικό πόδι εκτός από τη βασική πελματοραχιαία λειτουργία, δίνει στον χρήστη τη δυνατότητα κινήσεων πρηνισμού και υπτιασμού, καθώς επίσης και κάποια δείγματα εγκάρσιας περιστροφής. Τα πολυαξονικά πόδια επιτρέπουν μεγαλύτερη κίνηση σε περισσότερα επίπεδα μέσω των προφυλακτών από καουτσούκ και η αναστροφή, η ανάδυση και η περιστροφή συμβάλλουν στη μείωση των δυνάμεων ροπής στο υπολειπόμενο σκέλος του ασθενούς. Αυτά τα άκρα είναι ιδιαίτερα χρήσιμα για ασθενείς που επιθυμούν να περπατήσουν σε άνισο έδαφος ή να παίξουν αθλήματα όπως το γκολφ. Μεμονωμένες μονάδες απορρόφησης ροπής και μονάδες απορρόφησης κραδασμών είναι επίσης διαθέσιμες για να παρέχουν παρόμοια χαρακτηριστικά με οποιοδήποτε κάτω άκρο

(KA) (Robinson et al., 2010). Ανάμεσα στα δημοφιλέστερα πολυαξονικά KA είναι το Greissinger, για τον απλό σχεδιασμό του και το υδραυλικό Mauch, για τη δυνατότητά του να ενεργοποιεί ένα αρκετά μεγάλο εύρος τροχιάς κίνησης. Αυτά τα KA είναι αρκετά λειτουργικά, αλλά το υψηλό κόστος τους και το μεγάλο βάρος τους τα κατατάσσουν στις σπάνιες επιλογές (Edelstein, 1988).

Το τεχνητό άκρο SACH είναι ο βασικότερος τύπος μη αρθρωτού ποδιού (στερεά πτέρνα μαξιλαριού αστραγάλου) στο οποίο η κίνηση παρέχεται μόνο από την απαλότητα του υλικού της φτέρνας. Αυτή η πρόθεση έχει ενσωματωμένο άκαμπτο τακούι και είναι σχεδιασμένη για την απορρόφηση των κραδασμών, επιτρέποντας την κίνηση του στελέχους πάνω στο πόδι κατά τη βάρδιση. Οι διαφορές του από το μονοαξονικό πόδι εντοπίζονται στο μειωμένο βάρος, την ανθεκτικότητα και την ελκυστικότητα ενώ στα αρνητικά του σημεία συγκαταλέγεται η δυσκολία εκτέλεσης πελματιαίας κάμψης. Ωστόσο, παραμένει η πιο σύνηθες χρησιμοποιούμενη πρόθεση λόγω της απλότητας, του ελαφρού βάρους, της εγγενούς σταθερότητας και της ανθεκτικότητας που προσφέρει, αλλά και λόγω των πολλών εκδοχών κατασκευής του, που το κάνουν προσιτό σε παιδιά και σε ενήλικες (Robinson et al., 2010).

Εικόνα 4. Πόδι SACH.

SACH FOOT (Solid ankle Cushion Heel)



Πηγή: (<https://www.slideshare.net/ShrutiPatil6/prosthetics-60874533>)

Η πρόθεση SAFE (με εύκαμπτο ενδοσκελετό) αποτελεί παραλλαγή της πρόθεσης SACH, και αυτή πολυχρησιμοποιημένη. Η διαφορά της με την άκαμπτη SACH είναι το πιο ευλύγιστο λαστιχένιο πλαίσιο, το οποίο υποστηρίζει καλύτερες δυνατότητες πελματιαίας κάμψης. Πιο βαρύ και πιο ακριβό από το πέλμα SACH, χρησιμοποιείται μόνο από ενήλικες (Edelstein, 1988).

Εικόνα 5. Πόδι SAFE (<https://www.slideshare.net/ShrutiPatil6/prosthetics-60874533>)

SAFE FOOT (Solid Ankle Flexible Endoskeleton)



Μετά από την πρόθεση SAFE ακολούθησαν και άλλα μοντέλα ίδιου τύπου, με πιο δημοφιλές το δυναμικό KA. Στις μέρες μας, τα δυναμικά πόδια γίνονται όλο και πιο συνηθισμένα καθώς εξελίσσονται τα υλικά και μειώνονται οι τιμές. Τα σύγχρονα σύνθετα γραφίτη από άνθρακα είναι ισχυρά, ανθεκτικά και ελαφριά και επιτρέπουν την αποθήκευση ενέργειας και την επιστροφή μέσω του κύκλου βηματισμού. Είναι κατάλληλα για ιδιαίτερα δραστήριους χρήστες και επιτρέπουν το περπάτημα σε μεγαλύτερες ταχύτητες με χαμηλότερο ενεργειακό κόστος (Torburn et al., 1995). Καθώς υπάρχουν μοντέλα αυτού του ποδιού με διαφορετική ακαμψία, είναι σημαντικό να ταιριάζουν οι ασθενείς τη χρήση της πρόθεσης με τις δραστηριότητές τους. Εάν ένας ασθενής δεν είναι αρκετά ενεργός και δεν φορτίζει σωστά το KA, θα το αντιληφθεί ως άκαμπτο και ακατάλληλο. Για το σκοπό αυτό, πολλοί κατασκευαστές παρέχουν το προσθετικό δυναμικό πόδι στους ασθενείς για μια δοκιμαστική περίοδο (Robinson et al., 2010).

Εικόνα 6. Το δυναμικό πόδι (ottobock.com)



2.5 ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΡΟΘΕΣΗΣ

Μια πρόθεση μπορεί να ενισχύσει την κινητικότητα, την ανεξαρτησία, την ασφάλεια και την ποιότητα ζωής σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων (Millstein et al., 1985; Sheikh, 1985). Το ταίριασμα των σωστών προσθετικών μελών για το κατάλληλο επίπεδο λειτουργίας είναι ένας από τους πρωταρχικούς στόχους της αποκατάστασης (Laferrier & Gailey, 2010). Για την επιλογή της πρόθεσης που θα κατασκευαστεί, ο προθετικός πρέπει να λάβει υπόψιν του τα ακόλουθα κριτήρια:

- Το επίπεδο ακρωτηριασμού και το σχήμα του υπολειπόμενου άκρου (νευρώματα, ουλώδης ιστός, ευαίσθητες περιοχές, οιδήματα, εύρος κίνησης)
- Την αξιολόγηση για σύσταση κατάλληλης μεθόδου αναστολής της πρόθεσης
- Την αναμενόμενη λειτουργία πρόθεσης και επίπεδο δραστηριοτήτων του ασθενή
- Την αξιολόγηση για σύσταση κατάλληλης δομής της πρόθεσης
- Την οικονομική κατάσταση του ενδιαφερόμενου
- Τη γνωστική λειτουργία του ενδιαφερόμενου
- Την κατάσταση του ενδιαφερόμενου, χόμπι, συνήθειες, ενασχολήσεις, επάγγελμα
- Την αισθητική σημασία της πρόθεσης για τον ενδιαφερόμενο

- Το προηγούμενο ιστορικό και παρουσία συνοδών νοσημάτων του ενδιαφερόμενου (Quigley, 1992)

Σήμερα στις Ηνωμένες Πολιτείες Αμερικής, οι παροχείς φροντίδας χρησιμοποιούν τα Κ-επίπεδα ή το δείκτη λειτουργικής ταξινόμησης (MCFL) της Medicare για να καθορίσουν ένα επίπεδο λειτουργίας του ασθενούς που με τη σειρά του θα καθορίσει το επίπεδο των προσθετικών μελών (Laferrier & Gailey, 2010). Το MCFL ορίζεται από την ικανότητα του ασθενούς να εκτελεί μεταφορές, να αντιμετωπίζει περιβαλλοντικά εμπόδια χαμηλού επιπέδου, όπως είναι τα κράσπεδα και οι σκάλες, και να μεταβάλλει τον ρυθμό τους (Gailey et al., 2002). Οι ορισμοί των κατηγοριών MCFL περιγράφονται αναλυτικά παρακάτω (Andrews et al., 2017):

K0 - λειτουργικό επίπεδο πρόθεσης κάτω άκρου 0: ο ασθενής δεν έχει τη δυνατότητα ή τη δυναμική να υποδυθεί ή να μεταφερθεί με ασφάλεια με ή χωρίς βοήθεια και μια πρόθεση δεν βελτιώνει την ποιότητα ζωής ή την κινητικότητά του.

K1 - λειτουργικό επίπεδο πρόθεσης κάτω άκρου 1: ο ασθενής έχει τη δυνατότητα ή τη δυναμική να χρησιμοποιήσει μια πρόθεση για μεταφορά ή περιπατητική κίνηση σε επίπεδες επιφάνειες με σταθερό ρυθμό. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί ο ασθενής που κινείται περιορισμένα ή απεριόριστα εντός της οικείας του. Το πόδι SACH και το μονοαξονικό πόδι επιλέγονται ως καλύτερες προθέσεις σε αυτή την περίπτωση.

K2 - λειτουργικό επίπεδο πρόθεσης κάτω άκρου 2: ο ασθενής έχει την ικανότητα ή τη δυναμική να διασχίζει εμπόδια χαμηλού επιπέδου όπως κράσπεδα, σκάλες ή ανώμαλες επιφάνειες. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί ο ασθενής που κινείται εντός της κοινότητάς του.

K3 - λειτουργικό επίπεδο 3 πρόθεσης κατώτερου άκρου: ο ασθενής έχει την ικανότητα ή τη δυναμική για ασκήσεις με μεταβλητό ρυθμό. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι ο ασθενής που έχει την ικανότητα να διασχίζει τα πιο πολλά περιβαλλοντικά εμπόδια και μπορεί να έχει επαγγελματική, θεραπευτική ή σωματική άσκηση που απαιτεί προσθετική χρήση πέρα από την απλή μετακίνηση. Οι ασθενείς των ομάδων K2-K3 μπορούν να ωφεληθούν από τα πιο ανθεκτικά μοντέλα ποδιών SACH, ορισμένα πολυαξονικά πόδια και πόδια που ενσωματώνουν χαρακτηριστικά δυναμικής απόκρισης.

K4 - λειτουργικό επίπεδο 4 πρόσθεσης κάτω άκρου: ο ασθενής έχει την ικανότητα ή τη δυναμική για προσθετική μετακίνησης που υπερβαίνει τις βασικές δεξιότητες περπατήματος, παρουσιάζοντας υψηλές επιδόσεις, στρες ή επιπέδων ενέργειας, χαρακτηριστικές των προσθετικών απαιτήσεων του παιδιού, του ενεργού ενήλικα ή του αθλητή. Οι προθέσεις που ενδείκνυνται για την ομάδα K4 και για κάποιους ασθενείς υψηλού επιπέδου από την ομάδα K3 επιδεικνύουν υψηλής απόδοσης ιδιότητες με ελατήρια και δυνατότητες απορρόφησης κραδασμών.

Όσο πιο πολύ ταιριάζει μια επιλεγμένη πρόθεση με τις ικανότητες, το περιβάλλον και τις επιθυμίες δραστηριότητας του ακρωτηριασμένου ατόμου, τόσο καλύτερο θα είναι το αποτέλεσμα.

2.6 ΑΘΛΗΤΙΚΕΣ ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ

Μερικά αθλήματα μπορούν να πραγματοποιηθούν με χρήση κανονικής πρόθεσης που δεν είναι ειδικά προσαρμοσμένα για ένα συγκεκριμένο άθλημα. Ωστόσο, άλλα αθλήματα απαιτούν ειδικές προθέσεις ή ειδικές για το άθλημα προσθετικές προσαρμογές. Τα τελευταία χρόνια η ανάπτυξη εξειδικευμένων προθέσεων, προσθετικών εξαρτημάτων και προσθετικών προσαρμογών που χρησιμοποιούνται για αθλήματα έχει αυξηθεί, οδηγώντας σε έναν αυξημένο αριθμό αθλητικών προθέσεων και προσθετικών προσαρμογών που είναι διαθέσιμα για χρήση από ακρωτηριασμένα άτομα, ενώ συμμετέχουν σε αθλητικές δραστηριότητες (Bragaru et al., 2012).

Προθέσεις για ποδηλασία

Παρόλο που η ποδηλασία με ένα κάτω άκρο είναι πιθανή, η χρήση ενός τεχνητού μέλους μπορεί να βοηθήσει να μειωθεί η ασυμμετρία μεταξύ των δυο κάτω άκρων. Εάν ο υποψήφιος ποδηλάτης επιθυμεί να χρησιμοποιεί κανονική πρόθεση, μπορεί να είναι χρήσιμο να προσδέσουν το τεχνητό κάτω άκρο στον ποδομοχλό (πετάλι) χρησιμοποιώντας μια σφήνα. Η προσάρτηση σφήνας στο προσθετικό άκρο αυξάνει το αποτελεσματικό μήκος της πρόθεσης ποδηλασίας. Συνεπώς για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην ποδηλασία (αγωνιστικά), το αποτελεσματικό μήκος της πρόθεσης πρέπει να μετράται από το κέντρο του γόνατος μέχρι την κεντρική γραμμή του πέλματος και όχι μέχρι την πτέρνα, όπως

γίνεται στις περιπτώσεις μέτρησης κανονικών προθέσεων. Επίσης, ο ποδομοχλός πρέπει να είναι πλευρικά μετατοπισμένος ώστε να καταστεί δυνατή η εύκολη ανάβαση και κατάβαση από το ποδήλατο. Εάν ένα προσθετικό άκρο για ποδηλασία είναι εξοπλισμένο με ένα άκρο αποθήκευσης ενέργειας, ο ποδηλάτης μπορεί να εμφανίσει απώλεια προωθητικής ενέργειας, ειδικά όταν πιέζουν τον ποδομοχλό με το ακρωτηριασμένο άκρο. Το πρόβλημα αυτό γίνεται πιο αισθητό με την αύξηση της συχνότητας ποδηλασίας. Επομένως, ο ποδηλάτης μπορεί να νιώθει την ανάγκη να αφαιρέσει το πέλμα εντελώς και να συνδέσει τον ποδομοχλό απευθείας με τον πυλώνα της πρόθεσης χρησιμοποιώντας μια σφήνα (Childers et al., 2009).

Προθέσεις για Γκολφ

Η εσωτερική περιστροφή του εναπομείναντος μηρού μέσα στην υποδοχή της πρόθεσης κατά τη διάρκεια επαναλαμβανόμενων ταλαντώσεων του γκολφ μπορεί να οδηγήσει σε δυσφορία. Χρησιμοποιώντας ένα προσαρμογέα στρέψης, οι ακρωτηριασμένοι στο επίπεδο της κνήμης μπορούν να πετύχουν μεγαλύτερη στροφή ισχίου και κατά συνέπεια μεγαλύτερη στροφή ώμου. Αυτό θα οδηγήσει σε βελτιωμένη απόδοση, ενώ ελαχιστοποιείται η εσωτερική περιστροφή του υπολειμματικού άκρου. Γενικά, τα άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων μπορεί να ωφεληθούν περισσότερο από την προσθήκη ενός προσαρμογέα στρέψης εάν ο ακρωτηριασμός βρίσκεται στο προπορευόμενο άκρο (το πόδι που είναι τοποθετημένο ελαφρώς προς τα εμπρός σε σχέση με το άλλο πόδι) και όχι στο αιωρούμενο άκρο (συνήθως στη δεξιά πλευρά). Το γενικό εύρος της κίνησης κατά τη διάρκεια της ταλάντευσης στο γκολφ σε διαμηριαίο ακρωτηριασμό είναι περιορισμένο. Η χρήση δύο προσαρμογέων στρέψης, έναν κάτω και έναν πάνω από την άρθρωση του γόνατος, μπορεί να αποτελεί μια λύση για αυτό το θέμα. Με την προσθήκη του δεύτερου προσαρμογέα, το εύρος της κίνησης μπορεί να αυξηθεί από περίπου 45 μοίρες έως σχεδόν 90 μοίρες (Bragaru et al., 2012).

Προθέσεις για Στίβο/ τρέξιμο

Ένα από τα πρώτα προσθετικά κάτω άκρα που σχεδιάστηκε για να χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια πιο έντονης σωματικής δραστηριότητας ή άθλημα ήταν το Seattle Foot®. Αυτό το άκρο περιλάμβανε μια σειρά από ελατήρια από

πολυεστέρα και ένα ελαστικό προφυλακτήρα εκτροπής στην κατασκευή του. Αυτά τα κατασκευαστικά στοιχεία παρείχαν υψηλότερη απόδοση ενέργειας από τα συμβατικά προσθετικά κάτω άκρα τότε, επιτρέποντας στους ακρωτηριασμένους να περπατήσουν και να τρέξουν με ένα πρότυπο που είναι παρόμοιο με αυτό της βάδισης αρτιμελών ατόμων (Bragaru et al., 2012). Με την εισαγωγή ανθρακονημάτων σε προθέσεις κάτω άκρων, όπως το Flex-Foot® ή το Re-Flex VSP®, τα άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων ήταν σε θέση να επιτύχουν ένα πιο ενεργειακά αποδοτικό στυλ τρεξίματος από εκείνους που χρησιμοποιούσαν άκρα όπως το SACH®, το οποίο είχε μια χαμηλότερη ενεργειακή επιστροφή (Czerniecki et al., 1991). Ενώ χρησιμοποιούσαν το Flex-Foot Modular III® προσθετικό άκρο, οι δρομείς με ακρωτηριασμό κάτω άκρου ήταν σε θέση να επιτύχουν μια «επάνω στις μύτες των ποδιών» θέση ταχύτητας, μια θέση που είναι χαρακτηριστική σε αρτιμελείς σπρίντερ.

Με την εισαγωγή των εξειδικευμένων προσθετικών κάτω άκρων για τρέξιμο και σπριντ, οι ακρωτηριασμένοι μπορούν να επιτύχουν υψηλότερες ταχύτητες με χαμηλότερη κατανάλωση ενέργειας από ό, τι θα μπορούσαν με τη χρήση κανονικών τεχνητών μελών (Buckley, 2000). Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, τα άτομα με διαμηριαίο ακρωτηριασμό μπορεί να αντιμετωπίσουν περισσότερα προβλήματα από ό, τι τα άτομα με ακρωτηριασμό κνήμης λόγω της αυξημένης ασυμμετρίας (Bragaru et al., 2011). Ένα χαρακτηριστικό που είναι συγκεκριμένα για το στυλ τρεξίματος διαμηριαία ακρωτηριασμένων είναι η παρουσία μιας καθυστερημένης αιώρησης που μπορεί να είναι μέχρι και 36% μεγαλύτερη για την ακρωτηριασμένη πλευρά από ότι για τη μη-επηρεασμένη πλευρά. Η καθυστερημένη αιώρηση προκαλείται από την αδράνεια του προσθετικού άκρου, η οποία συγκρατεί το χαμηλότερο προσθετικό στέλεχος από την πρόσθια επιτάχυνση τόσο γρήγορα όσο το μη ακρωτηριασμένο άκρο. Μια προσπάθεια για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος ήταν το σύστημα Οκλαχόμα. Αυτό το σύστημα επέτρεψε στο κατώτερο προσθετικό στέλεχος να κινείται πρόσθια για να επιτευχθεί η μέγιστη έκταση γόνατος κατά τη στιγμή της μέγιστης κάμψης του ισχίου. Με την ανάπτυξη καλύτερα προηγμένων προσθετικών γονάτων, το καλώδιο Οκλαχόμα κατέστη ξεπερασμένο και ως εκ τούτου, το σύστημα αυτό δεν είναι πλέον σε χρήση. Ένας άλλος τρόπος για να μειωθεί η καθυστερημένη έκταση που προκαλείται από την αδράνεια της πρόσθεσης είναι να μειωθεί ο οριζόντιος

άξονας του προσθετικού γόνατος (Bragaru et al., 2011). Αυτή η τροποποίηση πρέπει να εφαρμόζεται σύμφωνα με τα φυσικά χαρακτηριστικά και τρόπο τρεξίματος του κάθε ατόμου καθώς και τις προτιμήσεις του. Μια συμπληρωματική μέθοδος να βελτιώσει το στυλ τρεξίματος των ατόμων με ακρωτηριασμό μηρού αποτελείται από ένα ελατήριο ή τηλεσκοπικό στοιχείο που τοποθετείται στο κατώτερο προσθετικό στέλεχος (Terry Fox Jogging Prosthesis). Επιπλέον προς τη βελτίωση της ενεργειακής απόδοσης, το ελατήριο παρέχει αποτελεσματικότητα στην απορρόφηση κραδασμών, μειώνοντας την πίεση που εξασκείται επί του υπολειμματικού άκρου κατά την αρχική επαφή. Δυστυχώς ο σχεδιασμός της συσκευής αυτής βασίστηκε σε δεδομένα που ελήφθησαν από αρτημελή αθλήτρια. Λόγω των διαφορετικών τρόπων τρεξίματος μεταξύ ακρωτηριασμένων και αρτημελών ατόμων, το δοκιμασμένο πρωτότυπο προσθετικό δεν πληρούσε τις εμβιομηχανικές ανάγκες μιας πρόθεσης για τρέξιμο (DiAngelo et al., 1989).

Προθέσεις για Σκι/ σνόουμπορντ

Ένα κανονικό προσθετικό άκρο μπορεί να απογυμνώνεται στα βασικά του εξαρτήματα και να χρησιμοποιηθούν μόνο τα τμήματα που απαιτούνται για τη σύνδεση του πέλματος με το σκι. Με αυτόν τον τρόπο, ένας προσαρμογέας αστραγάλου μπορεί να συνδεθεί άμεσα με τη σόλα της μπότας του σκι, επιτρέποντας μια άμεση σύνδεση μεταξύ της πρόθεσης και των πέδιλων του σκι, εξαλείφοντας έτσι την ανάγκη για το υπόλοιπο του παπουτσιού (Bragaru et al., 2011).

Το σνόουμπορντ, λόγω της ιδιαίτερης θέσης των κάτω άκρων στην χιονοσανίδα, απαιτεί μεγαλύτερο βαθμό κίνησης στον αστράγαλο από το σκι. Εξαιτίας αυτού, μια ειδικά σχεδιασμένη συσκευή αστραγάλου που επιτρέπει την πελματιαία και ραχιαία κάμψη, καθώς και ανάσπαση έσω και έξω, φαίνεται να είναι περισσότερο χρήσιμη από την κανονική πρόθεση αστραγάλου για σνόουμπορντ (Bragaru et al., 2011).

Προθέσεις για κολύμβηση

Τα άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρου μπορούν να κολυμπήσουν αρκετά εύκολα χωρίς την πρόθεση. Η χρήση της πρόθεσης κατά τη διάρκεια της κολύμβησης μπορεί να βοηθήσει στην ενδυνάμωση των υπολειμματικών μυών και

να οδηγήσει σε ένα πιο αποτελεσματικό και συμμετρικό τρόπο κολύμβησης. Επιπλέον, τα άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων που χρησιμοποιούν προθέσεις μπορεί να δυσκολεύονται λιγότερο για να φτάσουν στην πισίνα, να εισέλθουν και να εξέρθουν από τη δεξαμενή. Τα άτομα αυτά που επιλέγουν να χρησιμοποιήσουν την πρόθεση τους, ενώ κολυμπάνε, πρέπει να βεβαιωθούν ότι η πρόθεση τους είναι αδιάβροχη. Για να αυξηθεί η προώθηση κατά την κολύμβηση, βατραχοπέδιλο μπορεί να συνδεθεί άμεσα με την υποδοχή της πρόθεσης για ακρωτηριασμούς κνήμης. Το συνολικό μήκος του βατραχοπέδιλου με την πρόθεση θα πρέπει να ισούται με το μήκος του αναφερόμενου σκέλους. Επιπροσθέτως, ο κατακόρυφος άξονας της πρόσθεσης πρέπει να μετατοπιστεί πλευρικά ώστε να μην έρθει σε επαφή με το αναφερόμενο κάτω άκρο (αντίθετο άκρο). Ανεξάρτητα από τον τύπο της προσθετικής συσκευής που χρησιμοποιείται για κολύμβηση, πρέπει να υπάρχει ασφαλή σύνδεση μεταξύ του εναπομείναντος άκρου και της υποδοχής αυτού. Η χρήση ενός περιβλήματος ή λουριού από νεοπρένιο για κνημιαίες προθέσεις είναι ένα μέσο που παρέχει μια πιο ασφαλή εφαρμογή (Bragaru et al., 2011).

ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΥΠΟΔΟΧΕΩΝ ΠΡΟΘΕΣΗΣ

Ο υπολειπόμενος όγκος των άκρων μπορεί να διαφέρει έως και 17% μεταξύ του ελάχιστου και μέγιστου όγκου κατά τη διάρκεια του ανταγωνισμού ή της προπόνησης. Επομένως, μία ρυθμιζόμενη υποδοχή μπορεί να είναι χρήσιμη για διαμηριαίως ακρωτηριασμένους, των οποίων τα εναπομείνοντα άκρα συνήθως έχουν μεγαλύτερη μυϊκή μάζα από εκείνα των ακρωτηριασμένων στο επίπεδο της κνήμης. Μία λύση για το πρόβλημα αυτό είναι να κοπεί (σχισμή) η υποδοχή στην πλάγια επιφάνεια και στη συνέχεια να ταιριάξει με ένα ρυθμιζόμενο καπάκι. Με αυτό τον τρόπο, οι αθλητές μπορούν να ρυθμίσουν τον όγκο της υποδοχής οι ίδιοι. Όταν οι αθλητές χρησιμοποιούν αυτό το είδος τροποποίησης της υποδοχής, πρέπει να είναι προσεκτικοί ώστε να μην σφίξουν την υποδοχή πάρα πολύ για να αποφευχθούν προβλήματα στο απομείνον άκρο, λόγω της αυξημένης πίεσης και της μειωμένης αιματικής ροής (Bragaru et al., 2011).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

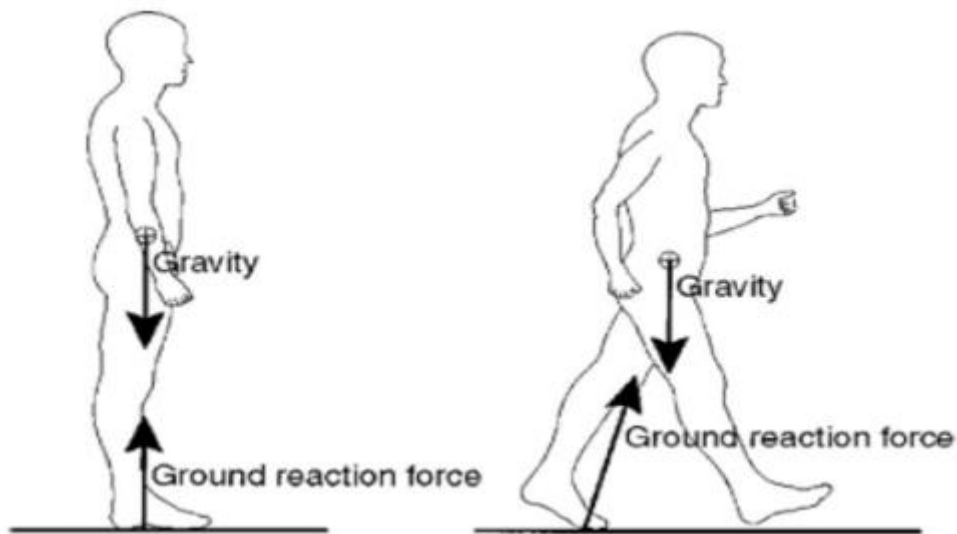
3.1 ΒΑΔΙΣΗ

Ο ορισμός του ανθρώπινου βαδίσματος έγκειται στην ακολουθία επαναλαμβανόμενων κινήσεων, κατά τη διάρκεια των οποίων το σώμα στηρίζεται στο ένα κάτω μέλος και ύστερα στο άλλο. Κάθε άτομο έχει χαρακτηριστική και ξεχωριστή βάδιση, η οποία επηρεάζεται από αρκετούς παράγοντες όπως το φύλο, την ηλικία, αλλά και από ανθρωπομετρικές παραμέτρους, όπως το ύψος και το βάρος του βαδιστή. Μέσα από την εμβιομηχανική της ανάλυση, μπορούν να διαγνωστούν με ακρίβεια διάφορα προβλήματα, γι' αυτό και χρησιμοποιείται ευρέως στον τομέα της φυσικής ιατρικής, της αποκατάστασης και της φυσικοθεραπείας (Kirtley, 2006).

Κατά τη διάρκεια της βάδισης, συντελείται μια συντονισμένη κίνηση όλων των μελών του σώματος γύρω από τις αρθρώσεις σε διάφορα επίπεδα. Το άτομο αλλάζει θέση και κινείται μέσα στο χώρο, χρησιμοποιώντας την ισορροπία στην όρθια θέση. Η δύναμη της βαρύτητας, η κάθετη αντίδραση από το έδαφος στο σώμα και η αντίρροπη κίνηση των άκρων διαδραματίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στο μηχανισμό της βάδισης για την κατανάλωση της λιγότερης δυνατής ενέργειας.

Όταν το σώμα στέκεται όρθιο στηρίζεται σε δύο σημεία και όλο του το βάρος μοιράζεται στα δύο κάτω άκρα. Κατά τη διαδικασία της βάδισης, υπάρχει μεταφορά του βάρους του πάνω μέρους του σώματος πρώτα στο ένα κάτω άκρο και ύστερα στο άλλο. Η επιτυχημένη ισορροπία και ο συντονισμός στη βάδιση απαιτούν άριστη συνεργασία μεταξύ του κεντρικού νευρικού συστήματος, των μυών και των αρθρώσεων (Στεργιούλας & Αγγελίδης, 2001).

Εικόνα 7. Η αντίδραση από το έδαφος στο σώμα (<https://uprightmovement.com/blog/>)



3.2 ΟΙ ΦΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

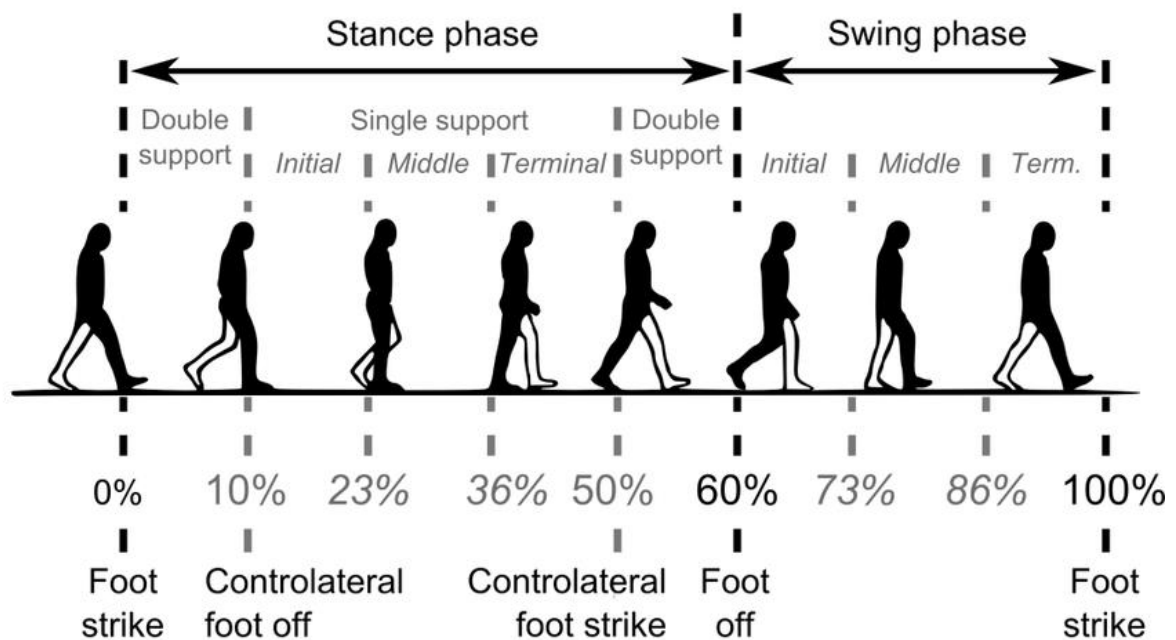
Η βασική μονάδα μέτρησης που χρησιμοποιείται για την ανάλυση της βάδισης είναι ο κύκλος διασκελισμού ή απλά διασκελισμός (Gage, 1990), η οποία ορίζεται ως η χρονική περίοδος που μεσολαβεί από την επαφή του ενός κάτω άκρου στο έδαφος έως την επόμενη επαφή του ίδιου άκρου (Dugan & Bhat, 2005; Dicharry, 2010). Στη βιβλιογραφία υπάρχει και ο ορισμός του βηματισμού ως το τμήμα του διασκελισμού από την επαφή του ενός κάτω άκρου στο έδαφος έως την επαφή του αντίθετου άκρου (Gage, 1991). Ένας κύκλος διασκελισμού της βάδισης περιέχει τη φάση στήριξης (stance phase) και τη φάση αιώρησης (swing phase).

Η φάση της στήριξης αρχίζει όταν η πτέρνα του ενός κάτω άκρου έρχεται σε επαφή με το έδαφος, συνεχίζει καθώς μεταφέρεται το βάρος του σώματος στο πέλμα που εφάπτεται ολόκληρο στο έδαφος και τερματίζεται τη στιγμή που τα δάχτυλα του ποδιού, που έχει δεχτεί το βάρος, σταματούν να ακουμπούν το έδαφος. Αυτή η φάση συνιστά το 60% ενός βήματος.

Η φάση της αιώρησης αρχίζει τη στιγμή που το κάτω άκρο αφήνει το έδαφος και τελειώνει όταν η πτέρνα του ίδιου ποδιού ακουμπήσει το έδαφος. Αυτή η φάση καλύπτει το υπόλοιπο 40% του βήματος.

Κατά τη διάρκεια της βάρδισης, υπάρχει χρονική στιγμή που και τα δύο κάτω άκρα βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος. Αυτό πραγματοποιείται διαδοχικά δύο φορές, την πρώτη στην αρχή της φάσης στήριξης και την δεύτερη στο τέλος της. Αυτή η διπλή στήριξη αποτελεί το 10% του συνολικού κύκλου της βάρδισης, όταν η ταχύτητα είναι φυσιολογική.

Εικόνα 8. Κοινές χρονικές διαιρέσεις του κύκλου βάρδισης.



Πηγή: Bonnefoy-Mazure & Armand, 2015

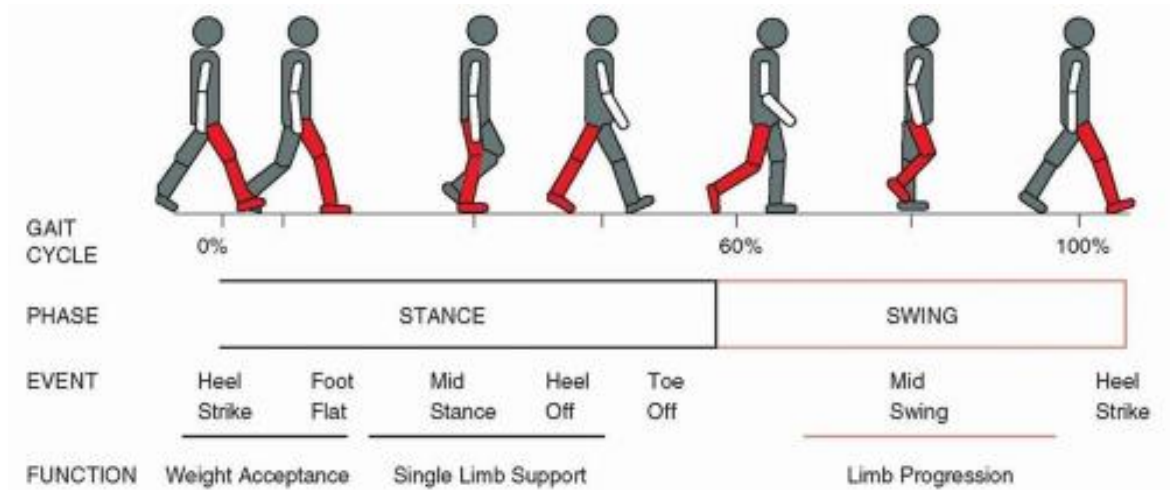
3.2.1 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ (STANCE)

Η φάση της στήριξης αποτελείται από όλες τις κινήσεις που γίνονται όταν το πέλμα ακουμπάει το έδαφος μέχρι τη στιγμή που το εγκαταλείπει και διακρίνεται σε πέντε επιμέρους φάσεις:

- Αρχική επαφή με το έδαφος: η πτέρνα του κάτω άκρου έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Το χρονικό διάστημα που καταλαμβάνει αυτή η φάση αντιστοιχεί στο 0-2 % του βήματος. Παρατηρείται ότι, το ισχίο υπόκειται σε κάμψη 30-25 μοιρών, το γόνατο υπόκειται σε κάμψη 5 μοιρών και η ποδοκνημική είναι σε ουδέτερη θέση. Το βάρος του σώματος φορτίζει την πτέρνα (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008).
- Φόρτιση: όλο το πέλμα ακουμπά το έδαφος, μέχρι το άλλο άκρο να σηκωθεί. Αυτή η φάση αντιστοιχεί στο 0-10 % του χρόνου ενός ολόκληρου βήματος. Παρατηρείται κάμψη 30-25 μοίρες στο ισχίο και μικρή κάμψη στο γόνατο και στην ποδοκνημική. Το βάρος του σώματος εντοπίζεται πρόσθια του γονάτου και καταλήγει λίγο πιο μπροστά από την πτέρνα.
- Μέση στήριξη: όλο το πέλμα πατάει στο έδαφος, με το σώμα να διαπερνάει την ευθεία του ποδιού στήριξης. Το βάρος του σώματος βρίσκεται τώρα κάθετα πάνω από το πέλμα, με σκοπό να περάσει στο μπροστινό μέρος του άκρου. Αυτή η φάση αντιστοιχεί στο 10-30 % του χρόνου του βήματος. Παρατηρείται, έκταση του ισχίου και του γονάτος, με την ποδοκνημική να εκτελεί ραχιαία κάμψη. Αρχικά, το βάρος του σώματος βρίσκεται πίσω από το ισχίο και τελικά καταλήγει πρόσθια του γονάτος, πολύ κοντά στα δάχτυλα του άκρου ποδός (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008).
- Τελική στήριξη: η πτέρνα σηκώνεται από το έδαφος. Αυτή τη φάση αντιστοιχεί στο 30-50 % του βήματος. Παρατηρείται έκταση σε ισχίο και γόνατο, με την ποδοκνημική να υφίσταται μέγιστη ραχιαία κάμψη. Το βάρος του σώματος μετακινείται προς το μπροστινό μέρος του πέλματος, πέφτοντας τελικά στα μετατόρσια οστά (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008).
- Προαιώρηση: σηκώνεται το μπροστινό τμήμα του πέλματος από το έδαφος. Η φάση αυτή αντιστοιχεί στο 50-60 % του συνολικού χρόνου του βήματος. Παρατηρείται κάμψη του ισχίου και του γονάτου, ενώ η ποδοκνημική βρίσκεται σε μέγιστη πελματιαία κάμψη. Το βάρος του σώματος μειώνεται,

καθώς μεταφέρεται στο άλλο πόδι (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008).

Εικόνα 9. Οι υποδιαιρέσεις των φάσεων στήριξης και αιώρησης (<https://neupsykey.com/gait-disorders-3/>)



Ο παρακάτω πίνακας περιέχει όλες τις κινήσεις που πραγματοποιούν τα επιμέρους τμήματα του κάτω άκρου σε κάθε φάση της στήριξης.

Πίνακας 2. Το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων των κάτω άκρων στη φάση της στήριξης (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008)

Αρθρώσεις	Επαφής της πτέρνας με το έδαφος	Επαφής ολόκληρου του πέλματος με το έδαφος	Μέσης στήριξης	Ανύψωσης της πτέρνας	Ανύψωσης των δαχτύλων
Ισχίο	30 μοίρες κάμψη	25 μοίρες κάμψη	Μηδέν(0) μοίρες	10 μοίρες υπερέκταση	Μηδέν (0) μοίρες
Γόνατο	Μηδέν (0) μοίρες	15 μοίρες κάμψη	5 μοίρες κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες	35-40 μοίρες κάμψη
Ποδοκνημική	Μηδέν (0) μοίρες	15 μοίρες πελματιαία κάμψη	5-10 μοίρες ραχιαία κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες ραχιαία κάμψη	20 μοίρες πελματιαία κάμψη
Δάχτυλα	Μηδέν (0) μοίρες	Μηδέν (0) μοίρες	Μηδέν (0) μοίρες	30 μοίρες υπερέκταση	50-60 μοίρες υπερέκταση

3.2.2 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΙΩΡΗΣΗΣ (SWING)

Η φάση της αιώρησης περιέχει όλες τις κινήσεις που γίνονται όταν το πέλμα αφήνει το έδαφος, μέχρι τη στιγμή που το ακουμπάει πάλι. Διακρίνεται σε τρεις επιμέρους φάσεις:

- Αρχική αιώρηση - φάση επιτάχυνσης: το πέλμα σηκώνεται από το έδαφος, μέχρι το σημείο της μέγιστης κάμψης της άρθρωσης του γόνατος του άκρου που αιωρείται. Αυτή η φάση αντιστοιχεί στο 60-73 % του συνολικού χρόνου του βαδίσματος. Παρατηρείται κάμψη σε γόνατο και ισχίο και ραχιαία κάμψη στην ποδοκνημική (Hsu et al., 2008).
- Μέση αιώρηση: το πόδι που αιωρείται είναι πίσω από το πόδι στήριξης και περνάει μπροστά, με το οστό της κνήμης να είναι κάθετο. Αντιστοιχεί στο 73-87 % του συνολικού χρόνου βαδίσματος. Παρατηρείται κάμψη στο ισχίο, έκταση στο γόνατο και πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008).
- Τελική αιώρηση - φάση επιβράδυνσης: το πόδι που αιωρείται κατευθύνεται προς τα εμπρός, με ταυτόχρονη έκταση του γονάτου, για την προετοιμασία του ποδιού στην επαφή της πτέρνας με το έδαφος. Αυτή η φάση

ολοκληρώνει τον κύκλο του βαδίσματος και αντιστοιχεί στο 87-100 % του συνολικού χρόνου αυτού του κύκλου. Παρατηρείται κάμψη και στο τέλος

- έκταση στο ισχίο, με το αντίθετο να συμβαίνει στο γόνατο (έκταση και έπειτα κάμψη). Η ποδοκνημική άρθρωση υφίσταται ραχιαία κάμψη.

Ο παρακάτω πίνακας περιέχει όλες τις κινήσεις που πραγματοποιούν τα επιμέρους τμήματα του ποδιού σε κάθε φάση της αιώρησης.

Πίνακας 3. Το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων των κάτω άκρων στη φάση της αιώρησης (Perry & Burnfield, 2010; Hsu et al., 2008)

Αρθρώσεις	Φάση της επιτάχυνσης	Φάση της μέσης αιώρησης	Φάση της επιβράδυνσης
Ισχίο	20 μοίρες κάμψη	30 μοίρες κάμψη	30 μοίρες κάμψη
Γόνατο	60 μοίρες κάμψη	30 μοίρες κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες
Ποδοκνημική	10 μοίρες πελματιαία κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες	Μηδέν (0) μοίρες

3.3 ΒΑΔΙΣΗ ΚΑΙ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΙ

Αρκετές έρευνες έχουν μελετήσει την κινησιολογία των ατόμων που έχουν προσθετικό κάτω άκρο σε σχέση με τα χαρακτηριστικά της βάδισής τους. Προφανώς και εντοπίζονται διαφορές σε σχέση με τα αρτημελή άτομα, αφού ναι μεν η πρόθεση διευκολύνει την μετακίνηση του ατόμου αλλά δεν εγγυάται και έναν φυσιολογικό τύπο βάδισης.

Σχετικά με το άνετο περπάτημα, τα άτομα με προσθετικό μέλος αναπτύσσουν μία ταχύτητα γύρω στο 29% μικρότερη από τα αρτημελή άτομα. Για να πετύχουν μεγαλύτερη ταχύτητα βάδισης, αναγκάζονται να αυξήσουν το μήκος της βάδισης και όχι τον ρυθμό. Υπάρχει μια ασυμμετρία στον μεγαλύτερο βηματισμό τους, η οποία μετριάζεται όταν αυξηθεί η ταχύτητα της βάδισης, γεγονός που οδηγεί στο συμπέρασμα ότι η φάση στήριξης έχει μεγαλύτερη διάρκεια γύρω στο 63% του συνολικού κύκλου βαδίσματος για το υγιές μέλος,

ενώ στο προσθετικό μέλος, αυτή η φάση διαρκεί περίπου 58% του συνολικού κύκλου (Sonja et al., 1995). Ομοίως, το ίδιο ισχύει και για τη φάση αιώρησης, η οποία διαρκεί περισσότερο για το προσθετικό μέλος από ότι για το υγιές. Μια ακόμα διαφορά στη βάδιση μεταξύ ατόμων με προσθετικά και υγιή μέλη καταγράφηκε όταν και τα δύο κάτω άκρα είναι σε επαφή με το έδαφος. Τα άτομα που έχουν προσθετικό μέλος κλίνουν τον κορμό τους προς το πάσχον άκρο κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης, χωρίς ωστόσο αυτό να συνδέεται με το μήκος βήματος.

Οι έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί αναφορικά με τις κινήσεις των επιμέρους τμημάτων του ακρωτηριασμένου μέλους, μαρτυρούν ότι τα περισσότερα άτομα με πρόθεση, εκτείνουν περισσότερο το ισχίο τους στο τέλος της φάσης στήριξης όταν σηκώνουν την πτέρνα, σε σχέση με τα άτομα με υγιές μέλη. Ακόμα, όταν περπατούν κάνουν μεγαλύτερη έκταση του προσθετικού μέλους στο τέλος της φάσης της αιώρησης από ότι τα υγιή άτομα. Ένας πιθανός λόγος για αυτό το γεγονός είναι η έγκαιρη εξασφάλιση της έκτασης της άρθρωσης του γονάτου όταν η πτέρνα ακουμπά το έδαφος, ώστε να αυξηθεί το μήκος βήματος. Τα άτομα με προσθετικό μέλος μεταβαίνουν πολύ γρήγορα από την έκταση στην κάμψη του ισχίου σε αυτό το μέλος. Τέλος, σε περιπτώσεις που ακρωτηριασμός έχει αφήσει το γόνατο άθικτο, αυτό βρίσκεται σε κάμψη σε όλη τη διάρκεια της φάσης αιώρησης τονίζοντας τη διαφορά που υπάρχει σε σχέση με τη φυσιολογική βάδιση.

Αυτές οι διαφορές που παρατηρούνται στις διάφορες φάσεις της βάδισης μεταξύ ατόμων με υγιή μέλη και ατόμων που έχουν υποστεί κνημιαίο ακρωτηριασμό και φοράνε προσθετικά μέλη φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

Πίνακας 4. Βηματισμός ατόμου με κνημιαίο ακρωτηριασμό (Sonja et al., 1995)

Κύκλος Βάδισης	Παρατηρηθείσα ανωμαλία βηματισμού
Επαφή της πτέρνας με το έδαφος	<ul style="list-style-type: none">• Απότομη επαφή τακουνιού, γρήγορη κάμψη γόνατος• Παρατεταμένη επαφή τακουνιού, γόνατο παραμένει πλήρως εκτεταμένο• Ασταθής κίνηση γονάτων
Μέση στήριξης	<ul style="list-style-type: none">• Διάμεση ή πλευρική πίεση θήκης• Πλευρική και στροφική αστάθεια της πρόθεσης• Η λεκάνη χαμηλώνει ή ανυψώνεται
Ανύψωση της πτέρνας	<ul style="list-style-type: none">• Πρόωρη κάμψη γόνατος
Ανύψωση των δαχτύλων	<ul style="list-style-type: none">• Το τακούι αφήνει το έδαφος πολύ νωρίς• Το τακούι αφήνει το έδαφος πολύ καθυστερημένα
Αιώρηση	<ul style="list-style-type: none">• Τα προσθετικό πόδι σέρνεται
Διαδοχική διπλή στήριξη	<ul style="list-style-type: none">• Άνισο μήκος βημάτων

3.4 ΤΡΕΞΙΜΟ

Ο κύκλος τρεξίματος διαιρείται και αυτός στη φάση στήριξης και στη φάση αιώρησης. Κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης, η περίοδος από την αρχική επαφή έως τη μέση στήριξη αναφέρεται ως φάση απορρόφησης, όπου οι δυνάμεις επιβραδύνουν καθώς ο δρομέας έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Από τη μέση στήριξη έως το σήκωμα των δακτύλων υπάρχει η φάση της επιτάχυνσης, όπου το σώμα παράγει τις επιταχυντικές δυνάμεις που μεταφέρονται καθώς το άκρο εισέρχεται στη φάση της αιώρησης. Από τη μέση μέχρι την τελική αιώρηση, το άκρο αρχίζει να επιβραδύνεται καθώς επιστρέφει στη φάση της απορρόφησης. Καθώς αυξάνεται η ταχύτητα, μειώνεται το ποσοστό της φάσης στήριξης.

Κατά τη διάρκεια της βάδισης, παρατηρείται πάντα επαφή τουλάχιστον του ενός κάτω άκρου με το έδαφος (Novacheck, 1998). Ωστόσο, στο τρέξιμο δεν παρατηρείται κάτι αντίστοιχο αλλά μια εναέρια φάση ή φάση πτήσης, κατά την οποία κανένα από τα δύο άκρα δεν είναι σε επαφή με το έδαφος (Carpellini et al., 2006). Επιπροσθέτως, στη βάδιση, το ποσοστό του χρόνου που αντιστοιχεί στη

φάση στήριξης, υπερβαίνει το 50% του κύκλου διασκελισμού, με αποτέλεσμα να διακρίνονται δύο περίοδοι διπλής στήριξης, όπου και τα δύο κάτω άκρα ακουμπούν στο έδαφος (Ayyappa, 1997). Αντιθέτως στο τρέξιμο, η φάση στήριξης είναι μικρότερη του 50% του κύκλου διασκελισμού. Συνεπώς, υπάρχει αντικατάσταση των φάσεων διπλής στήριξης της βάδισης από δύο εναέριες φάσεις που διακρίνονται χρονικά στην αρχή και στο τέλος της φάσης αιώρησης του τρεξίματος (Novacheck, 1995).

3.4.1 ΦΑΣΗ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ

Η φάση αρχικής επαφής έως τη φάση της μέσης στήριξης θεωρείται ως η φάση απορρόφησης. Σε αυτή τη φάση, το κάτω άκρο δρα ως απορροφητής κραδασμών για το σώμα, μειώνοντας τις σημαντικές δυνάμεις αντίδρασης εδάφους που διέρχονται από το άκρο, οι οποίες μπορεί να είναι δύο έως τρεις φορές μεγαλύτερες από το σωματικό βάρος. Όλοι σχεδόν οι μύες εμφανίζουν υψηλή μυϊκή δραστηριότητα (Kyrolainen et al., 2005; Novacheck, 1998).

Καθώς το πόδι χτυπά στο έδαφος, δημιουργείται μια δύναμη προς τα πίσω από την ισχυρή συστολή των εκτατών μυών του ισχίου, ενώ οι απαγωγείς ισχίου παρέχουν την απαραίτητη σταθερότητα. Η μυϊκή σταθεροποίηση, σε συνδυασμό με την κίνηση των αρθρώσεων, δημιουργεί ένα βιομηχανικό ελατήριο που μειώνει τις επιδράσεις των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους.

Όταν τα άτομα με ακρωτηριασμό τρέχουν, υπάρχει μειωμένη δύναμη αντίδρασης πρόσκρουσης επί του προσθετικού άκρου. Αυτή η μείωση στη δύναμη αντίδρασης εδάφους υποδηλώνει ότι αυτά τα άτομα απορροφούν και παράγουν λιγότερη ενέργεια με το προσθετικό άκρο τους. Η μείωση της ενέργειας που παράγεται με το προσθετικό άκρο μπορεί να είναι το αποτέλεσμα μιας πιο παθητικής χρήσης του άκρου, της απορρόφησης δυνάμεων από τον μαλακό ιστό που έχει εγκλωβιστεί μέσα στην υποδοχή του προσθετικού μέλους ή την ύπαρξη μιας ισομετρικής συστολής από τους μύες.

Καθώς το άτομο με κνημιαίο ακρωτηριασμό χτυπά στο έδαφος με το προσθετικό άκρο, δημιουργείται αμέσως μια δύναμη προς τα πίσω από την πλευρά του προσθετικού ποδιού των μυών του ισχίου. Αυτό παράγει δύο έως τρεις φορές περισσότερο έργο από ότι το υγιές άκρο, εν μέρει για να βοηθήσει την κίνηση του σώματος πάνω από το πόδι στήριξης και εν μέρει για να αντισταθμίσει την απώλεια της ποδοκνημικής. Κατά την αρχική επαφή, η κάμψη του γόνατος συχνά απουσιάζει, αλλά με κατάλληλη εκπαίδευση, αντοχή και επαρκές μήκος υπολειπόμενου άκρου, μπορεί να επιτευχθεί συγκρίσιμη κάμψη στο γόνατο με το προσθετικό άκρο.

3.4.2 ΦΑΣΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ

Η φάση από τη μέση στήριξη μέχρι την τελική στήριξη και μέσω της αρχικής ταλάντευσης αναφέρεται ως φάση επιτάχυνσης του κύκλου τρεξίματος. Σε αυτό το σημείο, η πλειοψηφία της προς τα εμπρός προώθησης του σώματος προέρχεται από το αντίθετο αιωρούμενο άκρο και τα χέρια.

Το άτομο με κνημιαίο ακρωτηριασμό μπορεί να επιτύχει μοτίβα επέκτασης κάμψεως παρόμοια με τους δρομείς χωρίς ακρωτηριασμό κατά τη διάρκεια της στήριξης. Η συστολή του τετρακέφαλου, σε συνδυασμό με τους μύες των γαμπών, δημιουργεί επαρκή σταθερότητα στο γόνατο.

Καθώς το ισχίο φτάνει στη μέγιστη έκταση, όλες οι κινήσεις είναι παθητικές κατά τη διάρκεια της τελικής στήριξης, εκτός από τους προσαγωγούς του ισχίου, οι οποίοι συστέλλονται για τη σταθεροποίηση της πυέλου. Η κορυφαία ισχιακή έκταση είναι το αποτέλεσμα της ταχείας κίνησης της κνήμης πάνω από το πόδι, δημιουργώντας έναν άκαμπτο μοχλό στο πόδι για να απελευθερώσει την ελαστική ενέργεια. Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, πάνω από το ήμισυ της ελαστικής ενέργειας αποθηκεύεται σε δύο πηγές, τον Αχίλλειο τένοντα και το τόξο του ποδιού.

Στην τελική στήριξη, η συνολική μυϊκή δραστηριότητα του ατόμου με κνημιαίο ακρωτηριασμό στην πλευρά του προσθετικού μέλους είναι η μισή από

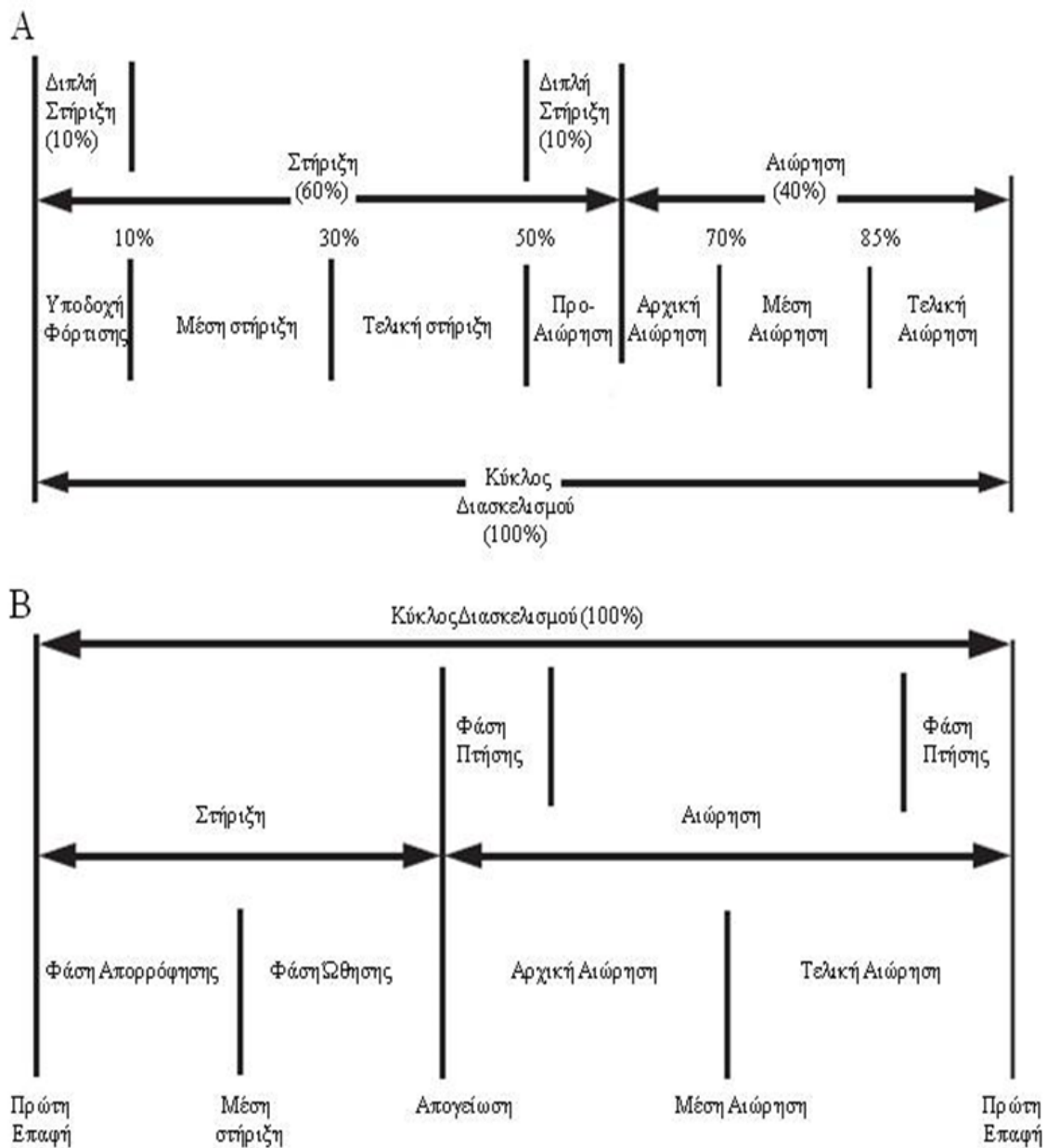
αυτή που μετράται στο άθικτο άκρο και στα άτομα με υγιή μέλη. Αυτό δεν είναι πολύ περίεργο, αν ληφθεί υπόψη η απουσία των πελματικών καμπτηρών. Για να αντισταθμιστεί, φαίνεται ότι υπάρχει περίπου 75% αύξηση της μεταφοράς ενέργειας από το άθικτο μέλος στη φάση της αιώρησης.

3.4.3 ΦΑΣΗ ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

Καθώς το κάτω άκρο προετοιμάζεται να χτυπήσει το έδαφος, οι μύες ετοιμάζονται να επιταχύνουν το σώμα προς τα εμπρός, ενώ ταυτόχρονα απορροφούν τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους. Οι εκτείνοντες μύες του ισχίου δουλεύουν έκκεντρα για να επιβραδύνουν τον μηρό και το πόδι προς το τέλος της αιώρησης και να επεκτείνουν το ισχίο πριν και αμέσως μετά την αρχική επαφή. Οι απαγωγείς και οι προσαγωγείς ισχίου συστέλλονται για να σταθεροποιήσουν τη λεκάνη καθώς προσεγγίζεται η αρχική επαφή.

Τα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό τείνουν να έχουν χαμηλότερες γωνιακές ταχύτητες κάμψης και έκτασης, καθώς και μέγιστες γωνίες κάμψης ισχίου και γόνατος. Η πρόωρη έκταση του γόνατος κατά τη διάρκεια της ταλάντευσης παρατηρείται επίσης συχνά. Ωστόσο, οι μύες του κάτω άκρου συστέλλονται σε πανομοιότυπο μοτίβο με τα αρτημελή άτομα κατά την τελική αιώρηση. Το γόνατο πρέπει να κάμπτεται ελαφρώς και υπάρχει μείωση των δυνάμεων καθώς το άκρο προετοιμάζεται να χτυπήσει το έδαφος. Οι διαφορές των φάσεων της βάδισης και του τρεξίματος απεικονίζονται παρακάτω.

Εικόνα 10. Φάσεις βάδισης (A) και τρεξίματος (B) (Novacheck, 1995)



Συμπερασματικά, κατά το τρέξιμο, η αυξημένη ζήτηση μυϊκής δραστηριότητας για τα άτομα με ακρωτηριασμό είναι προφανής σε σύγκριση με τα αρτιμελή άτομα (Buckley, 2000; Lehmann et al., 1993; Usherwood & Wilson, 2006). Το μήκος του βήματος, ο χρόνος βηματισμού και τα φορτία πρόσκρουσης δεν είναι συμμετρικά στα άτομα με ακρωτηριασμό, γεγονός που έχει ως αποτέλεσμα έναν πιο δαπανηρό σε ενέργεια βηματισμό (Czerniecki et al., 1996). Το άθικτο άκρο των ατόμων με κνημιαίο ακρωτηριασμό κατά τη διάρκεια της στήριξης δεν αυξάνει τη μυϊκή δραστηριότητα για να αντισταθμίσει τα ελλείμματα

ισχύος που σχετίζονται με την προσθετική ώθηση (Usherwood & Wilson, 2006). Ωστόσο, κατά τη διάρκεια της αιώρησης, η συνολική μηχανική δραστηριότητα που γίνεται στο άθικτο άκρο είναι μεγαλύτερη από την κανονική (Czerniecki et al., 1992). Αυτό επηρεάζει τα ενεργειακά επίπεδα των άκρων και της ενέργειας των μηχανισμών μεταφοράς.

3.5 ΣΚΑΛΑ

3.5.1 ΚΑΘΟΔΟΣ ΚΛΙΜΑΚΑΣ

Η αξιολόγηση των χαρακτηριστικών κατά την κάθοδο του σκαλοπατιού βασίζεται σε διαφορετικές στρατηγικές κίνησης που εξαρτώνται από το επίπεδο ακρωτηριασμού. Λόγω της υψηλής γωνίας κάμψης, τα υγιή άτομα χτυπούν το βήμα με την πτέρνα του ποδιού και έπειτα ολόκληρο το πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος, το οποίο συνεπάγεται έντονη ραχιαία κάμψη. Μετά από αυτό, η ανύψωση των δαχτύλων προετοιμάζεται με μια ισχυρή πελματική κάμψη. Καθώς, στα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό, δεν είναι δυνατή η ενεργή πελματιαία κάμψη, η επαφή με το σκαλοπάτι γι' αυτούς γίνεται με ολόκληρο το πέλμα του τεχνητού άκρου. Αυτό ακολουθείται από μια φάση ανατροπής που παρουσιάζει σημαντικά περιορισμένα κίνηση σε αντίθεση με τα υγιή άτομα (Powers et al., 1997).

Οι στρατηγικές κίνησης που εξαρτώνται από το επίπεδο ακρωτηριασμού θα επηρεάσουν τις δυνάμεις αντίδρασης εδάφους καθώς και την κινηματική και την κινητική των αρθρώσεων (Schmalz et al., 2007).

Σημαντικά μειωμένες ροπές κάμψεως που παρατηρούνται σε άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό, κρατούν το γόνατο της προσθετικής πλευράς σε πιο εκτεταμένη θέση για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα. Αυτό δείχνει μια συγκεκριμένη στρατηγική μοτίβου κίνησης. Ο ελλιπής νευρομυϊκός έλεγχος της σταθερότητας της στήριξης κατά τη διάρκεια της επαφής με τα σκαλοπάτια, λόγω της απώλειας της ποδοκνημικής, προφανώς αντισταθμίζεται από την αύξηση της έκτασης του γόνατου. Αυτό συμβαίνει κυρίως κατά τη διάρκεια της μεσαίας φάσης στήριξης.

Συνδέεται με μειωμένη δραστηριότητα των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γονάτου και ελέγχεται από την αυξημένη δραστηριότητα των ισχίων και των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του ισχίου (εκτός από τις μειωμένες στιγμές κάμψης του γονάτος, υπάρχει επίσης σημαντικά αυξημένη εξωτερική ροπή κάμψης στην άρθρωση του ισχίου) (Andriacchi et al., 1980).

Τα χαρακτηριστικά που μετριούνται με το αντίθετο άκρο αποκλίνουν από εκείνα των υγιών ατόμων με ποιοτικά παρόμοιο τρόπο. Το περιορισμένο εύρος κίνησης προσθετικών ποδιών στην άρθρωση της ποδοκνημικής δεν επιτρέπει φυσικές γωνίες οπίσθιου προσανατολισμού. Για να μειωθεί η ασυμμετρία που προκύπτει κατά την κατάβαση του σκαλοπατιού, η επαφή με το αντίθετο άκρο ξεκινά με αυξημένη πελματική κάμψη στο πέλμα. Οι αυξημένες τιμές της κάθετης και της οριζόντιας δύναμης στην πρώιμη φάση στήριξης υποδεικνύουν μη φυσιολογική επίδραση: τα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό «πέφτουν» στο αντίθετο πόδι. Αυτό προκαλεί τις μέγιστες ροπές έξω στροφής στις αρθρώσεις της ποδοκνημικής και του γονάτος που περιλαμβάνουν προσωρινά μη φυσιολογική κάμψη του γονάτος κατά τη διάρκεια αυτής της περιόδου της φάσης στήριξης. Όπως και για τα υγιή άτομα, δεν μπορούν να παρασχεθούν αποδεικτικά στοιχεία για τις επιδράσεις αυτές, μάλλον ερμηνεύονται ως αντισταθμιστικές κινήσεις λόγω υπερβολικής φόρτισης που επενεργεί σε αυτές τις αρθρώσεις (Schmalz et al., 2007).

3.5.2 ΑΝΟΔΟΣ ΚΛΙΜΑΚΑΣ

Οι βασικές διαφορές ανάμεσα στα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό και τα άτομα με υγιή μέλη στη στρατηγική τους για τη διαχείριση της ανόδου των σκαλοπατιών προκαλούνται κυρίως από ελλείψεις ενεργητικών κινήσεων κάμψης-έκτασης του προσθετικού ποδιού. Δύο υποθετικά λειτουργικά μειονεκτήματα για το ακρωτηριασμένο άτομο προκύπτουν από αυτή την κατάσταση. Από τη μία πλευρά, η έλλειψη ενεργητικής πελματικής κάμψης οδηγεί σε ανεπαρκή κατακόρυφη θέση του κέντρου βάρους του σώματος κατά την προετοιμασία της επαφής με το σκαλοπάτι με το αντίθετο πόδι. Από την άλλη πλευρά, η

προετοιμασία για επαφή με το σκαλοπάτι με το προσθετικό μέλος απαιτεί μια πιο κάθετη θέση του κέντρου βάρους σε σύγκριση με τα άτομα με υγιή μέλη λόγω της απουσίας ενεργητικής ραχιαίας κάμψης που απαιτείται άμεσα πριν από τη φάση στήριξης (Alimusaj et al., 2009).

Η τυπική στρατηγική που χρησιμοποιούν τα άτομα με ακρωτηριασμό για την αντιστάθμιση τέτοιων λειτουργικών ελλείψεων περιλαμβάνει σημαντικά μειωμένες ροπές γόνατος του προσθετικού άκρου, οι οποίες προκαλούν μικρότερο εύρος στην άρθρωση (η κάμψη μειώνεται κατά περίπου 8° όταν αρχίζει η φάση στήριξης και η έκταση μειώνεται κατά 8° κατά την ολοκλήρωση της φάσης στήριξης). Οι ηλεκτρομυογραφικές μετρήσεις υποδηλώνουν ότι αυτό ελέγχεται προφανώς από τη μειωμένη δραστηριότητα του εκτεταμένου γόνατος και την αυξημένη δραστηριότητα των μυών. Σημαντικά αυξημένες εξωτερικές ροπές του ισχίου υποδηλώνουν ότι η δραστηριότητα των σπονδυλικών μυών υποστηρίζεται επίσης από την αυξημένη δραστηριότητα της άρθρωσης του ισχίου. Αυτά τα εμβιομηχανικά ευρήματα προέρχονται από μια στρατηγική κίνησης που περιλαμβάνει ισχυρή πρόσθια κλίση του κορμού (Powers et al., 1997; Vanicek et al., 2010). Η αντιστάθμιση για τα λειτουργικά ελλείμματα του τεχνητού άκρου φαίνεται καθαρά από τα χαρακτηριστικά του αστραγάλου και τις αρθρώσεις του γόνατος του αντίθετου άκρου. Σε αντίθεση με τα υγιή άτομα, η πελματική κάμψη αυξάνεται σημαντικά κατά τη διάρκεια της όψιμης φάσης στήριξης και η έκταση του γόνατος εκτελείται σημαντικά ταχύτερα στη μεσαία φάση στήριξης. Αυτό επιβεβαιώνει ότι μια αναγκαία αύξηση της κάθετης θέσης του κέντρου βάρους πραγματοποιείται με ισχυρές κινήσεις έκτασης του αντίθετου άκρου. Κατά τη διάρκεια της πρώιμης φάσης στήριξης στο υγιές άκρο, η έλλειψη πελματικής κάμψης του προσθετικού ποδιού (που βρίσκεται ακόμα στο κατώτερο στάδιο αυτής της ροπής) αντισταθμίζεται με αυξημένη κάμψη στο γόνατο. Μετά από αυτό, μια σημαντικά αυξημένη εξωτερική ροπή κάμψεως επηρεάζει την άρθρωση του γόνατος (Schmalz et al., 2007).

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα των ερευνών δείχνουν ότι ένα προσθετικό άκρο αλλάζει σημαντικά το ανέβασμα και κατέβασμα σκάλας, αποτελώντας μια ιδιαίτερη πρόκληση για τα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό. Γενικά, η δυσκολία της κίνησης σε σκάλα αντανακλάται στη σημαντικά μειωμένη

ταχύτητα, στο ασύμμετρο μοτίβο βηματισμού και διαφορετική μυϊκή δραστηριότητα, συγκρινόμενη με τα υγιή άτομα. Τέτοια ευρήματα είναι ενδεικτικά της μειωμένης λειτουργικής ικανότητας και απεικονίζουν τους περιορισμούς των παρόντων προσθετικών επιλογών στην απομίμηση των προτύπων βάρδισης των υγιών ατόμων (Powers et al., 1997).

B. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπό στην παρούσα ερευνητική προσπάθεια αποτελεί η πιλοτική μελέτη της κινητικής και κινηματικής συμπεριφοράς αθλητών με ακρωτηριασμό κάτω άκρων κατά το πέρασμα εμποδίου και υπό την επιπλέον φόρτισή τους με βάρος. Συνεπώς, στόχος είναι η εντόπιση μεθοδολογικών ιδιαιτεροτήτων στην κινητική και κινηματική ανάλυση των αθλητών αυτών με έμφαση στις αρθρώσεις της λεκάνης και του ισχίου, ο προσδιορισμός της μεταβλητότητας των κινητικών και κινηματικών παραμέτρων της αξιολόγησης καθώς και ο εντοπισμός των πιο ευαίσθητων σε μεταβολή μεταβλητών.

2. ΜΕΘΟΔΟΣ

Η παρούσα μελέτη πραγματοποιήθηκε για τη διερεύνηση κινητικών και κινηματικών δεδομένων σε αθλητές υψηλού επιπέδου που φέρουν ακρωτηριασμό κάτω άκρων, όταν κάνουν μια λειτουργική δραστηριότητα (πέρασμα πάνω από ένα εμπόδιο). Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε σύστημα ανάλυσης κίνησης με λογισμικό Cortex. Οι μετρήσεις έλαβαν μέρος στο εργαστήριο εμβιομηχανικής ανάλυσης του τμήματος φυσικοθεραπείας στο Αίγιο.

Σημαντική ήταν η εκπαίδευση της ερευνήτριας στη σωστή χρήση του λογισμικού Cortex, τη σωστή τοποθέτηση των ιχνηθετών και εξαγωγή των αποτελεσμάτων. Η εκπαίδευση της ερευνήτριας πραγματοποιήθηκε το 2016 από την εταιρεία «Motion Analysis Corporation Inc. & DampIaiD S.A», η οποία έχει έδρα στις Η.Π.Α. Η ερευνήτρια έκανε πολλές μετρήσεις σε υγιή πληθυσμό αλλά και σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων, με στόχο την εξοικείωση της ίδιας με τη διαδικασία και τον εξοπλισμό.

2.1 ΕΠΙΛΟΓΗ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ

Κατόπιν τηλεφωνικής επικοινωνίας της ερευνήτριας με τους δοκιμαζόμενους, ορίστηκε ραντεβού στο χώρο προπόνησής τους (ΟΑΚΑ), όπου και πραγματοποιήθηκε εκτεταμένη ενημέρωση σχετικά με την έρευνα και τους σκοπούς της. Οι αθλητές, αφού πρώτα ενημερώθηκαν για τους σκοπούς και τη διαδικασία της έρευνας, υπέγραψαν δήλωση συγκατάθεσης εθελοντικής συμμετοχής (**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1**) και συμπλήρωσαν μια «Φόρμα χαρακτηριστικών δοκιμαζομένου» (**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2**).

Στη συνέχεια ορίστηκε ημερομηνία αξιολόγησης των δύο αθλητών, η οποία πραγματοποιήθηκε στην αίθουσα εμβιομηχανικής ανάλυσης του τμήματος φυσικοθεραπείας στο Αίγιο.

Η παρούσα μελέτη είναι περιπτωσιακή- περιγραφική και αποτελείται από δύο άντρες με ακρωτηριασμό κνήμης, εκ των οποίων ο ένας φέρει διπλό και ο άλλος μονό ακρωτηριασμό. Τα χαρακτηριστικά του δείγματος φαίνονται στον πίνακα 2. Η επικοινωνία με τους δοκιμαζόμενους έγινε από την ερευνήτρια, μέσω προσωπικής επαφής. Ήταν δείγμα ευκολίας, καθώς υπήρχαν κι άλλα άτομα που πληρούσαν τα κριτήρια ένταξης στην έρευνα (Πίνακας 3). Ωστόσο, επειδή η διαδικασία της έρευνας ήταν χρονοβόρα, ο χώρος πραγμάτωσής της (Αίγιο) ήταν μακριά από τον τόπο κατοικίας των δοκιμαζομένων (Αθήνα), οι μετακινήσεις τους ήταν ακριβές και ο χρόνος τους περιορισμένος, η συμμετοχή των υπόλοιπων ατόμων δεν ήταν εφικτή.

Πίνακας 5. Δημογραφικά χαρακτηριστικά συμμετεχόντων.

	ΜΟΝΟΣ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΣ	ΔΙΠΛΟΣ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΣ
ΦΥΛΟ	Άντρας	Άντρας
ΗΛΙΚΙΑ (έτη)	27	26
ΥΨΟΣ (cm)	180	185
ΒΑΡΟΣ (kg)	68	83
ΒΑΡΟΣ ΠΡΟΘΕΣΗΣ (kg)	2,3	2*3,2
ΕΠΙΠΕΔΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ	Άνω τριτημόριο κνήμης	Άνω τριτημόριο κνήμης
ΜΗΚΟΣ ΚΟΛΟΒΩΜΑΤΟΣ (cm)	11	ΑΡ: 12,5 ΔΕ: 14,5
ΑΙΤΙΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ	Ατύχημα	Ατύχημα
ΠΛΕΥΡΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ	Δεξιά	Αμφω
ΑΘΛΗΜΑ	Στίβος	Στίβος
ΤΕΧΝΗΤΟ ΜΕΛΟΣ	Reflex rotate	Reflex shock
ΑΘΛΗΤΙΚΟ ΤΕΧΝΗΤΟ ΜΕΛΟΣ	cheetah extreme	cheetah extreme
ΩΡΕΣ ΠΡΟΠΟΝΗΣΗΣ/ ΕΒΔΟΜΑΔΑ	12 μ.ό.	13μ.ό.

Πίνακας 6. Κριτήρια συμμετοχής στην ερευνητική διαδικασία.

ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗΣ

Αθλητές με ακρωτηριασμό κνήμης.
Αθλητές υψηλού επιπέδου.
Ενεργοί αθλητές.
Χωρίς παθήσεις που να επηρεάζουν την ισορροπία (πέραν του ακρωτηριασμού).
Χωρίς πρόσφατο τραυματισμό.
Χωρίς πόνο στο κολόβωμα.
Χωρίς αγωνιστικές υποχρεώσεις την περίοδο των μετρήσεων.

2.2 ΟΡΓΑΝΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

Για την πραγματοποίηση της μελέτης χρησιμοποιήθηκαν και συνδυάστηκαν τα εξής συστήματα καταγραφής:

Σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης κίνησης (3D Motion Analysis, USA) με λογισμικό Cortex, 1 A-D Device (16 bit), NI-DAQmx έκδοση 14.1 και 8 κάμερες, εκ των οποίων οι 2 είναι hawk και 6 είναι osprey, με συχνότητα καταγραφής 200 Hz. Είναι μια συσκευή που κάνει κινητική και κινηματική ανάλυση δεδομένων. Αποτελείται πέρα από τις κάμερες, και από αντανακλαστικούς ιχνηθέτες (20mm) και ράβδους με ιχνηθέτες για τη βαθμονόμηση του χώρου. Το σύστημα αυτό παρέχει μεγάλη λεπτομέρεια στην ανάλυση της μεταβλητότητας της κίνησης που οι παραδοσιακές τεχνικές ανάλυσης κίνησης, δεν μπορούν. Επίσης, παρέχει τη δυνατότητα επανάληψης της κινηματικής φάσης σε αργή ταχύτητα. Συνεπώς αποτελεί αξιόπιστο και έγκυρο μέσο αξιολόγησης ($ICC \geq 0.8$), καθώς παρουσιάζει με μαθηματική ακρίβεια τις παραμέτρους που εξετάζει (Benedetti et al., 2017; McGinley et al., 2009).

Το ανωτέρω σύστημα ανάλυσης κίνησης έχει τη δυνατότητα να συνδιαστεί και με άλλες εμβιομηχανικές μεθόδους. Στη παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήθηκε η δυναμοπλατφόρμα- δυναμοδάπεδο AMTI 60*40, με συχνότητα καταγραφής 2000 Hz. Το AMTI δυναμοδάπεδο τεχνολογίας optima αποτελεί συχνό εργαλείο αξιολόγησης ασθενών αλλά και ερευνητικών πρωτοκόλλων. Η εταιρεία βρίσκεται στον επιστημονικό κόσμο πάνω από 30 χρόνια και είναι πιστοποιημένη σύμφωνα με το πρότυπο ISO 9001 για τα μηχανήματά της.

Οι βασικές λειτουργίες απόδοσης του μηχανήματος περιλαμβάνουν τα εξής:

- Μέση ακρίβεια COP μόνο ενός κλάσματος του χιλιοστού (<0.4mm)
- Οι τιμές διάβρωσης τυπικά +/- 0,2 % του εφαρμοζόμενου φορτίου
- Ακρίβεια μέτρησης τυπικά +/- 0,25 % του εφαρμοζόμενου φορτίου βαθμονόμησης
- Τάση διέγερσης 10 V.

Εικόνα 11. Συνδιασμός ανάλυσης κίνησης 3D με δυναμοδάπεδο.



Υλικός εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση:

- Κάμερες τρισδιάστατης ανάλυσης
- Δυναμοδάπεδο
- Διάδρομος βάδισης 12m
- Ηλεκτρονικός υπολογιστής
- Ιχνηθέτες
- Ράβδοι με ιχνηθέτες
- Κόλλα
- Χαρτοταινία
- Μονωτική ταινία
- Ταινία διπλής όψεως
- Ψαλίδι
- Χάρτινος διάδρομος κάλυψης δυναμοπλατφόρμας
- Ξύλινο εμπόδιο ύψους 18cm
- Γιλέκο με βάρος 10kg

Εικόνα 13. Ιχνηθέτες (προσωπικό αρχείο)

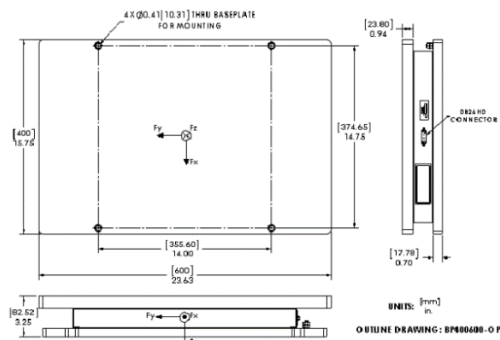


Εικόνα 12. Ιχνηθέτες κεφαλής (προσωπικό αρχείο)



Εικόνα 14. Δυναμοπλατόρμα

(http://www.amti.biz/AMTIpibrowser.aspx?__VIEWSTATE=%2FwEPDwUKMTg1NjcxOTg3MmRkzXN61iyJluveRIhRA4dmh4yqLt0d0V%2Bt%2BmDDXXcPW1o%3D&__VIEWSTATEGENERATOR=2380E9D9&__SCROLLPOSITIONX=0&__SCROLLPOSITIONY=0&__EVENTTARGET=&__EVENTARGUMENT=&iLi)



2.3 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

2.3.1 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΧΩΡΟΥ- ΟΡΓΑΝΩΝ

Η ερευνήτρια βρισκόταν στο εργαστήριο εμβιομηχανικής ανάλυσης 1 ώρα πριν την ώρα αξιολόγησης για να προετοιμάσει το χώρο και τα μηχανήματα (3D motion analysis και δυναμοδάπεδο). Μόλις το δυναμοδάπεδο ήταν έτοιμο για χρήση (30λεπτά), η ερευνήτρια έκανε βαθμονόμηση (calibration) του χώρου. Στη συνέχεια, εξέταζε τις κάμερες μία- μία και έκανε τις απαραίτητες ρυθμίσεις (απομάκρυνση κάποιου αντικειμένου λόγω αντανάκλασης στο χώρο ή τοποθέτηση «μάσκας» στο σύστημα) όπου κρινόταν απαραίτητο.

Αφού ολοκληρωνόταν αυτή η διαδικασία, ένας χάρτινος διάδρομος τοποθετούνταν πάνω στο διαθέσιμο διάδρομο βάδισης, για την κάλυψη του δυναμοδοπέδου, με σκοπό τη μείωση των οπτικών ερεθισμάτων κατά τη διαδικασία του περάσματος πάνω από εμπόδιο 18cm και προσγείωσης στην πλατφόρμα του δυναμοδαπέδου. Ακολούθησε χειροκίνητος μηδενισμός του δυναμοδαπέδου και αντίστοιχη ρύθμιση στο Cortex, ώστε να μην αναγνωρίζεται σαν επιπρόσθετο βάρος, αυτό του χάρτινου διαδρόμου. Έτσι, λοιπόν ο χώρος και τα μηχανήματα ήταν έτοιμα πλέον για την καταγραφή κινητικών και κινηματικών δεδομένων.

2.3.2 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΑΘΛΗΤΩΝ

Τοποθέτηση ιχνηθετών

Πολύ σημαντική και χρονοβόρα (περίπου 30 λεπτά ανά άτομο) διαδικασία ήταν αυτή της σωστής τοποθέτησης των ιχνηθετών στο σώμα κάθε αθλητή. Η ερευνήτρια ήταν αυτή που έκανε την τοποθέτηση των ιχνηθετών και στους 2 αθλητές για να μην υπάρχουν διαφορές στα σημεία επαφής από άτομο σε άτομο. Οι δοκιμαζόμενοι φορούσαν μόνο ένα αθλητικό εφαρμοστό κοντό παντελόνι,

καθόλου μπλούζα και τα παπούτσια που χρησιμοποιούν στην καθημερινότητά τους.

Για την αξιολόγηση των αθλητών, χρησιμοποιήθηκε το πρότυπο τοποθέτησης ιχνηθετών "Helen Hayes" (Εικόνα 6), το οποίο αποτελεί ένα από τα πιο διαδεδομένα μοντέλα τοποθέτησης. Ωστόσο, χρειάστηκε να τροποποιηθεί και να προσαρμοστεί για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης. Πιο συγκεκριμένα, χρειάστηκε να προσαρμοστούν τα σημεία επαφής των ιχνηθετών στην άρθρωση του γόνατος, στην κνήμη και το πέλμα.

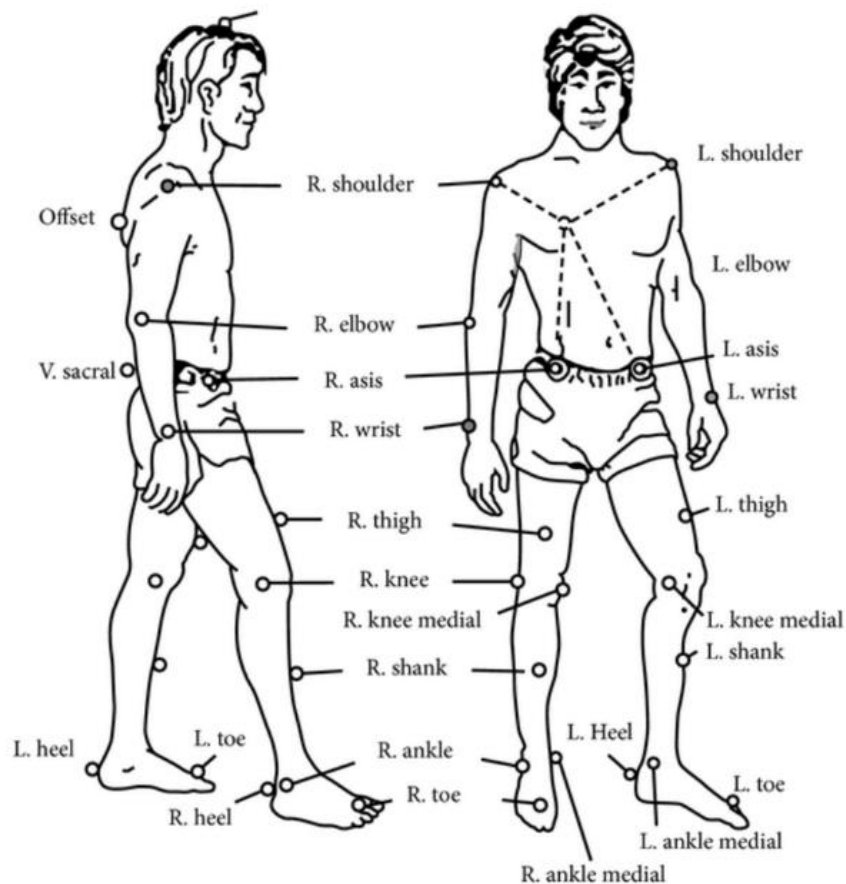
Όσον αφορά το γόνατο, τοποθετήθηκαν πάνω στο προθετικό μέλος και συγκεκριμένα στο σημείο που αγκαλιάζει τους κνημιαίους κονδύλους (ίδιο επίπεδο με το διάστημα μηριαίου- κνημιαίου κονδύλου). Όσον αφορά την κνήμη, τοποθετήθηκαν πάνω στην πρόθεση στο αντίστοιχο ύψος με αυτό του Helen Hayes. Τέλος, προσαρμογή έγινε και στα σημεία επαφής στο πέλμα, όπου αντί για τα έσω- έξω σφυρά, τοποθετήθηκαν πάνω στην τεχνητή άρθρωση, αντί για το 2^ο μετατάρσιο, τοποθετήθηκε στο αντίστοιχο ύψος πάνω στο παπούτσι και αντί για την πτέρνα, τοποθετήθηκε στο παπούτσι στο αντίστοιχο ύψος και στο ίδιο επίπεδο με αυτό του 2^{ου} μεταταρσίου.

Στο σύνολο τοποθετήθηκαν 26 ιχνηθέτες σε όλο το σώμα, οι οποίοι σταθεροποιήθηκαν με ταινία διπλής όψεως και στη συνέχεια με μονωτική ταινία, ώστε να αποφευχθούν τυχόν μετατοπίσεις ή/ και πτώσεις των ιχνηθετών από τα σημεία επαφής με το σώμα λόγω κίνησης ή ιδρώτα. Δόθηκε εξίσου μεγάλη προσοχή στη σταθεροποίηση των ιχνηθετών, καθώς η εφαρμογή της ταινίας δε έπρεπε να προκαλεί κανένα περιορισμό κίνησης, αλλά ούτε και της κυκλοφορίας του αίματος (σφιχτή εφαρμογή). Τέλος, τοποθετήθηκε το ειδικό κράνος, το οποίο είναι ενσωματωμένο με ιχνηθέτες και το οποίο προσαρμόζεται σε κάθε άτομο, λόγω διαφορετικής μορφολογίας και μεγέθους κεφαλής. Αφού ασφαλίστηκε και το κράνος, πλέον ο δοκιμαζόμενος είναι έτοιμος για μετρήσεις.

Εικόνα 15. Helen Hayes marker

set. (https://www.google.gr/search?biw=1366&bih=586&tbn=isch&sa=1&ei=w02W6D4MliyswHVmo3lDA&q=helen+hayes+marker+set&oq=helen+hayes+&gs_l=img.1.1.35i39k112j0i19k118.14985.15797.0.17676.5.5.0.0.0.161.442.0j3.3.0....0...1c.1.64.img)

..



Εξοικείωση δοκιμαζομένων

Αφού έχουν τοποθετηθεί και σταθεροποιηθεί όλοι οι ιχνηθέτες στο σώμα κάθε αθλητή, οι τελευταίοι είναι ελεύθεροι να κινηθούν στο χώρο του εργαστηρίου. Δίνονται οδηγίες για ελεύθερη βόδιση στο διάδρομο, όπου θα γίνουν και οι μετρήσεις, καθίσματα για πιθανό περιορισμό κίνησης ή ενόχληση από κάποια μονωτική ταινία και γενικά κινήσεις στο χώρο. Δόθηκαν λοιπόν, 10 λεπτά προσαρμογής των αθλητών στον χώρο αλλά και εξοικείωσής τους με τον εξοπλισμό.

Η ερευνήτρια, όσο οι αθλητές είχαν το χρόνο προσαρμογής τους, ήλεγχε το χώρο μέσω των καμερών, ώστε να εξασφαλίσει την καλή λειτουργία του συστήματος και την καλή καταγραφή όλων των ιχνηθετών στο χώρο. Σε περιπτώσεις όπου τα παπούτσια κάποιου αθλητή γυάλιζαν, η ερευνήτρια κάλυπτε το σημείο με χαρτοταινία, ώστε να εξουδετερώσει τις αντανάκλασεις που δημιουργούσε στο σύστημα και να διασφαλίσει την ακέραια καταγραφή των ιχνηθετών στο Cortex.

Μετά το πέρας του δεκαλέπτου, έγιναν όλες οι πιθανές προσαρμογές στην τοποθέτηση των ταινιών και γενικά σε ό,τι μπορεί να έφερνε κάποια ενόχληση στους αθλητές. Μόλις οι ίδιοι ένιωθαν έτοιμοι και άνετοι με τον εξοπλισμό, μπορούσε πλέον να ξεκινήσει η διαδικασία των μετρήσεων.

2.3.3 ΜΕΤΡΗΣΗ

Η διαδικασία των μετρήσεων ξεκινά με τον αθλητή να βρίσκεται στο κέντρο του διαδρόμου βάδισης και του δυναμοδαπέδου (χωρίς ο αθλητής να ξέρει για την ακριβή τοποθεσία του μηχανήματος, λόγω κάλυψής του), σε ανατομική θέση και να κοιτά ένα συγκεκριμένο στόχο μπροστά του. Καταχωρούνται τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του αθλητή στο σύστημα και ζητάται από το δοκιμαζόμενο να σταθεί ακίνητος για 5 δευτερόλεπτα, ώστε να γίνει η καταγραφή των ιχνηθετών πάνω του.

Στη συνέχεια ο δοκιμαζόμενος βγαίνει από το χώρο καταγραφής και ξεκουράζεται όσο η ερευνήτρια ορίζει κάθε ιχνηθέτη στο σύστημα, ώστε να αντιστοιχούν στον αθλητή και να αναγνωρίζεται κάθε φορά που θα εισέρχεται στο χώρο καταγραφής. Η ερευνήτρια σχηματίζει τον σκελετό του αθλητή στο σύστημα και εισάγει τα δεδομένα για να ξεκινήσουν οι δοκιμασίες.

Έπειτα, η ερευνήτρια ζητά από το δοκιμαζόμενο να εισέλθει στο διάδρομο βάδισης για να ελέγξει ότι η αρχική καταγραφή έγινε σωστά. Αφού το

επιβεβαιώνει, εξηγεί στον αθλητή τη σειρά των δοκιμασιών που ακολουθούν. Ζητάται από τον αθλητή να σταθεί πίσω από ένα οριοθετημένο σημείο στο διάδρομο βάδισης και με το σύνθημα της ερευνήτριας να βαδίζει μέχρι το τέλος του διαδρόμου.

Το οριοθετημένο σημείο μεταφέρεται με στόχο ο δοκιμαζόμενος να πατά όλο το πέλμα μέσα στα όρια της δυναμοπλατφόρμας, σε σχέση με το κάτω άκρο που ξεκινά να βαδίζει. Στο σημείο αυτό καλό είναι να τονιστεί πως πριν από κάθε δοκιμασία γίνονταν 2-3 προσπάθειες ώστε να μετατοπιστεί το σημείο εκκίνησης και ο βηματισμός του αθλητή να είναι άνετος και να περνά το εμπόδιο ή να πατά στη δυναμοπλατφόρμα με το άκρο που του ζητάται κάθε φορά. Υπολογίζεται πως το σημείο εκκίνησης τοποθετείται σε σημείο όπου ο αθλητής ολοκληρώνει 1,5 κύκλο βάδισης πριν φτάσει στη δυναμοπλατφόρμα, ώστε να έχει αναπτύξει την ταχύτητα βάδισης που επιθυμεί. Το ζητούμενο είναι ο αθλητής να ολοκληρώσει 6 επιτυχημένες προσπάθειες με κάθε κάτω άκρο σε κάθε δοκιμασία με ταχύτητα της επιλογής του.

Ο δοκιμαζόμενος ζητήθηκε να βαδίζει πάνω στο διάδρομο βάδισης και να επιτύχει 6 πατήματα με το δεξί και 6 με το αριστερό κάτω άκρο πάνω στη δυναμοπλατφόρμα. Ωστόσο, επειδή δε γνώριζε την ακριβή τοποθεσία του μηχανήματος καταγραφής, η εντολή που του δόθηκε ήταν να ξεκινήσει από το οριοθετημένο σημείο με το δεξί κάτω άκρο και στη συνέχεια με το αριστερό ή αντίστροφα. Δόθηκε ελευθερία επιλογής με ποιο κάτω άκρο προτιμά να ξεκινήσει τη σειρά δοκιμασιών.

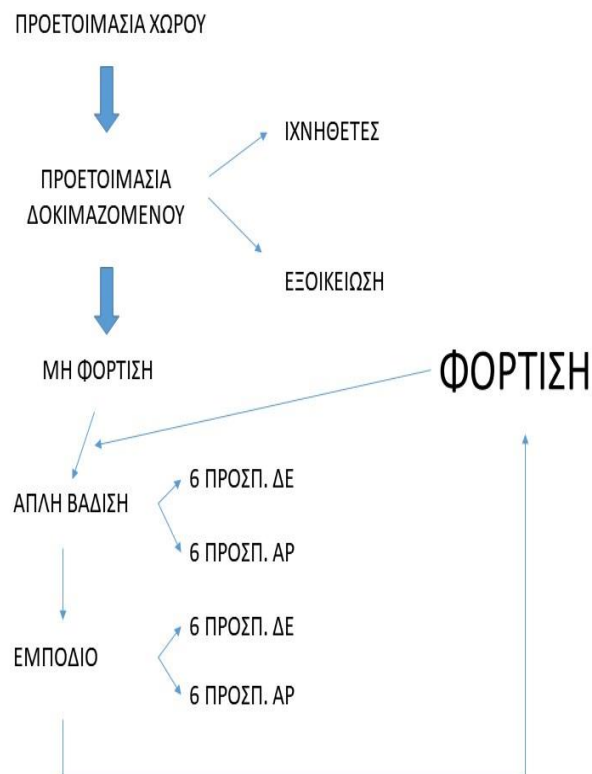
Στη συνέχεια, η ερευνήτρια τοποθέτησε το εμπόδιο ύψους 18cm ακριβώς πριν τη πλατφόρμα και ζήτησε από το δοκιμαζόμενο να δοκιμάσει το βηματισμό του ώστε να προσαρμόσει το σημείο εκκίνησης. Το εμπόδιο έχει μήκος 1 μέτρο ώστε να αναγκάζουν τους δοκιμαζόμενους να περνούν πάνω από αυτό και πάχος 2,5 cm ώστε οι αθλητές να μην πατάνε πάνω του. Για ασφάλεια το εμπόδιο ήταν ελεύθερο στο χώρο, ώστε αν κάποιος το χτυπήσει, κατά τη φάση αιώρησης, αυτό απλά να πέσει. Μετά από 2-3 προσπάθειες ο αθλητής ειδοποιεί την ερευνήτρια πως είναι έτοιμος για καταγραφή. Έτσι λοιπόν ακολουθούν 6 προσπάθειες από

κάθε κάτω άκρο με σειρά προτίμησης του δοκιμαζόμενου, 6 συνεχόμενες προσπάθειες με το ένα άκρο και έπειτα με το άλλο.

Με το πέρας των προσπαθειών της υπερπήδησης του εμποδίου, η ερευνήτρια απομακρύνει το τελευταίο από το χώρο καταγραφής και βοηθά το δοκιμαζόμενο να φορέσει ένα γιλέκο βάρους 10 κιλών και να το ασφαλίσει. Ο αθλητής είναι έτοιμος να επαναλάβει την ίδια διαδικασία (12 προσπάθειες βάρους στο σύνολο και 12 υπερπήδησης του εμποδίου), αυτή τη φορά υπό την επιπλέον φόρτιση βάρους.

Όλες οι δοκιμασίες βάρους και υπερπήδησης εμποδίου, χωρίς και με επιπρόσθετο βάρος, έγιναν συνεχόμενα χωρίς διάλειμμα για ξεκούραση.

Εικόνα 16. Ροόγραμμα διαδικασίας μέτρησης.



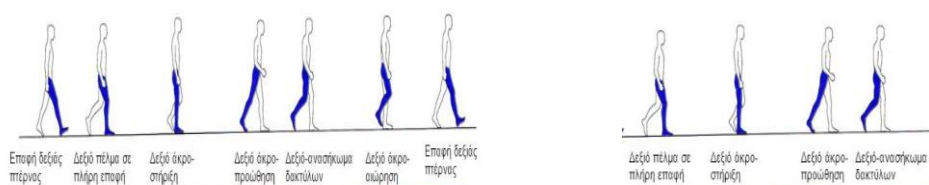
2.4 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Η επεξεργασία των δεδομένων έγινε μέσω του λογισμικού Cortex, όπου κατά την καταγραφή είχε επιλεγθεί φίλτρο Butterworth με συχνότητα 8 Hz.

Η ερευνητρια επεξεργάστηκε κάθε προσπάθεια των αθλητών, μία μία, όπου επέλεξε τα frames της κάθε καταγραφής. Επιλέχθηκε 1,5 κύκλος βάδισης, από την επαφή πτέρνας του ποδιού στήριξης- πέρασμα από τη δυναμοπλατφόρμα- απομάκρυνση από αυτή (Εικόνα 7).

Εικόνα 17. Κύκλος βάδισης.

(https://www.google.com/search?q=%CE%BA%CF%85%CE%BA%CE%BB%CE%BF%CF%82+%CE%B2%CE%B1%CE%B4%CE%B9%CF%83%CE%B7%CF%82&source=Inms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKewjWqOn4wf3bAhXEFywKHawxBU4Q_AUICigB&biw=1366&bih=635#imgrc=3qnDNLOF9BpbAM:)



Στον 1,5 κύκλο βάδισης έγινε επεξεργασία γεμίσματος των κενών στιγμών στα γραφήματα και τριπλή ομαλοποίησή τους, πριν την εξαγωγή των αποτελεσμάτων σε excel. Έπειτα, υπολογίστηκαν οι μέγιστες τιμές στις εξής μεταβλητές:

- Δύναμη εδαφικής αντίδρασης (GRF)
- Δύναμη στην άρθρωση του ισχίου του ποδιού αιώρησης
- Ροπή στην άρθρωση του ισχίου του ποδιού αιώρησης
- Γωνίες στις αρθρώσεις λεκάνης και ισχίου του ποδιού αιώρησης και στήριξης
- Γωνίες στον κορμό.

Στη συνέχεια εντοπίστηκε ο μέσος όρος, η τυπική απόκλιση και ο συντελεστής μεταβλητότητας κάθε μεταβλητής. Σε περιπτώσεις που η τυπική απόκλιση ήταν μεγαλύτερη από 10 μονάδες, θεωρήθηκε ότι υπάρχουν ακραίες τιμές, οι οποίες και εξερέθησαν από την ανάλυση.

3. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Παρακάτω, παρατίθενται τα αποτελέσματα όλων των μεταβλητών που αξιολογήθηκαν. Αναλυτικότερα όλες οι τιμές του κάθε αθλητή ξεχωριστά φαίνονται στο Παράρτημα 3.

Κινητικά δεδομένα

Από την ανάλυση των αποτελεσμάτων φαίνεται πως ο αθλητής με το διπλό ακρωτηριασμό κάτω άκρων εμφανίζει μεγαλύτερη εδαφική αντίδραση από τον αθλητή με το μονό ακρωτηριασμό και στις 2 συνθήκες, χωρίς όμως να είναι τόσο σημαντική.

Όσον αφορά τις δυνάμεις που ασκούνται στο ισχίο του αιωρούμενου άκρου, προκύπτει πως ο αθλητής με το διπλό ακρωτηριασμό δέχεται μεγαλύτερες φορτίσεις στην άρθρωση του ισχίου κατά την υπερπήδηση εμποδίου σε σχέση με αυτόν με το μονό ακρωτηριασμό. Επίσης παρατηρείται πως οι φορτίσεις στον κάθετο άξονα, στο πιο κοντό κολοβώμα του διπλά ακρωτηριασμένου και στο κολόβωμα του μονού ακρωτηριασμού, είναι μικρότερες σε σχέση με το μακρύ κολόβωμα και το υγιές κάτω άκρο αντίστοιχα και στις δυο συνθήκες.

Κατά την υπερπήδηση του εμποδίου παρατηρούνται μεγαλύτερες ροπές στην άρθρωση του ισχίου στον διπλά ακρωτηριασμένο αθλητή σε σχέση με αυτόν με το μονό ακρωτηριασμό, τόσο στην κάμψη- έκταση όσο και στην απαγωγή-προσαγωγή. Δεν φαίνονται διαφορές μεταξύ των 2 συνθηκών.

Πίνακας 7. Μέση μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (GRF) στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή. (x ΣΒ)

GRF (μη φόρτιση)								
πλευρικά				κάθετα				
	διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	Μακρύ (ΔΕ)	Κοντό (ΑΡ)	Υγιές (ΑΡ)	Κολόβωμα (ΔΕ)	Μακρύ (ΔΕ)	Κοντό (ΑΡ)	Υγιές (ΑΡ)	Κολόβωμα (ΔΕ)
x	-0,187	-0,095	-0,075	-0,148	3,120	3,044	2,816	2,799
SD	0,013	0,007	0,006	0,018	0,076	0,096	0,03	0,055
CV	6,812	7,508	7,549	12,035	2,441	3,165	1,051	1,982

Πίνακας 8. Μέση μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (GRF) στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή. (x ΣΒ)

GRF (φόρτιση)								
πλευρικά				κάθετα				
	διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	Μακρύ (ΔΕ)	Κοντό (ΑΡ)	Υγιές (ΑΡ)	Κολόβωμα (ΔΕ)	Μακρύ (ΔΕ)	Κοντό (ΑΡ)	Υγιές (ΑΡ)	Κολόβωμα (ΔΕ)
x	-0,191	-0,091	-0,075	-0,148	3,14	3,178	2,884	2,986
SD	0,032	0,017	0,003	0,015	0,103	0,046	0,036	0,093
CV	-16,717	-18,1	-3,643	-10,27	3,281	1,443	1,256	3,118

Πίνακας 9. Μέση μέγιστη δύναμη που ασκείται στο αιωρούμενο ισχίο στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΙΣΧΙΟΥ (μη φόρτιση)									
	πλευρικά					κάθετα			
	διπλός		μονός			διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ		μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ
x	6,308	8,225	6,933	3,147		25,995	25,201	23,57	22,717
SD	1,625	0,867	0,264	0,486		0,742	0,547	0,3	0,314
cv	25,766	10,538	3,803	15,433		2,853	2,172	1,276	1,382

Πίνακας 10. Μέση μέγιστη δύναμη που ασκείται στο αιωρούμενο ισχίο στο μετωπιαίο άξονα (lateral) και στο κάθετο άξονα (vertical) σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΙΣΧΙΟΥ (φόρτιση)									
	πλευρικά					κάθετα			
	διπλός		μονός			διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ		μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ
x	7,121	9,298	7,403	2,472		26,192	26,103	28,143	23,350
SD	1,943	1,149	0,789	0,550		1,791	0,749	8,168	0,513
cv	27,285	12,363	10,654	22,237		6,838	2,868	29,025	2,197

Πίνακας 11. Μέση μέγιστη ροπή (Nm/ kg) στην άρθρωση του ισχίου κατά την κάμψη-έκταση και απαγωγή- προσαγωγή σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΡΟΠΕΣ ΙΣΧΙΟΥ (μη φόρτιση)								
	ΚΕ				ΑΠ			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ
x	16,169	14,222	11,869	13,798	8,094	7,605	5,773	5,841
SD	1,04	0,062	0,475	0,33	1,526	0,081	0,604	0,739
cv	6,43	4,362	4	2,39	18,857	10,651	10,458	12,659

Πίνακας 12. Μέση μέγιστη ροπή (Nm/ kg) στην άρθρωση του ισχίου κατά την κάμψη-έκταση και απαγωγή- προσαγωγή σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΡΟΠΕΣ ΙΣΧΙΟΥ (φόρτιση)								
	ΚΕ				ΑΠ			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ
x	16,344	14,011	12,309	13,332	10,683	7,99	6,664	4,752
SD	0,66	0,912	1,725	0,396	3,204	0,922	0,580	0,857
cv	4,036	6,513	14,011	2,972	29,996	11,534	8,697	18,044

Κινηματικά δεδομένα

Παρακάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα γωνιών (μοίρες) του κορμού, της λεκάνης και του ισχίου του άκρου αιώρησης/ υπερπήδησης του εμπόδιου.

Αιωρούμενο άκρο

Αναλύοντας τα κινηματικά δεδομένα προκύπτει μεγάλη μεταβλητότητα γωνιών όσον αφορά τον κορμό στην πλειοψηφία των μετρήσεων. Συγκρίνοντας τις δυο συνθήκες, είναι εμφανής η διαφορά στη στροφή, την πρόσθια και πλάγια κλίση του κορμού στον διπλά ακρωτηριασμένο. Όταν ο αθλητής αυτός περνά το εμπόδιο με το μακρύ κολόβωμα η κίνηση του κορμού υπολογίστηκε μεγαλύτερη από εκείνη όταν περνά το εμπόδιο με το κοντό κολόβωμα. Επίσης διαφορά 5 μοιρών φάνηκε στην πλάγια κλίση κορμού στον αθλητή με μονό ακρωτηριασμό.

Όσον αφορά την κίνηση της λεκάνης, όταν το μακρύ κολόβωμα του διπλά ακρωτηριασμένου περνά το εμπόδιο, φαίνεται πως η λεκάνη του κινείται προς όλες τις κατευθύνσεις με περίπου 10 μοίρες παραπάνω σε σχέση με το κοντό κολόβωμα. Σε συνθήκη φόρτισης, παρατηρείται αύξηση της πρόσθιας κλίσης λεκάνης. Επίσης, όταν το υγιές κάτω άκρο του μονού ακρωτηριασμού διαπερνά το εμπόδιο, διαπιστώνονται μικρότερες γωνίες λεκάνης και στις 2 συνθήκες σε σχέση με το κολόβωμα. Ωστόσο είναι μεγαλύτερες εκείνες σε συνθήκη φόρτισης.

Μεγάλες γωνίες κάμψης εμφανίζουν και οι 2 αθλητές, με τον διπλά ακρωτηριασμένο όμως να ξεπερνά κατά 10 μοίρες περίπου τον αθλητή με το μονό ακρωτηριασμό. Σε συνθήκη φόρτισης όμως, ο μονός ακρωτηριασμός κάμπτει το ισχίο του όσο και ο διπλός. Όσον αφορά την απαγωγή του ισχίου, ο διπλά ακρωτηριασμένος μειώνει την κίνησή του σε συνθήκη φόρτισης. Η κίνηση της απαγωγής ισχίου εμφανίζει και μεγάλη μεταβλητότητα. Μεγάλη στροφή παρουσιάζουν το υγιές άκρο του μονού ακρωτηριασμού και το κοντό κολόβωμα του διπλού σε σχέση με το άλλο άκρο τους και στις 2 συνθήκες φόρτισης.

Πίνακας 13. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) του κορμού σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΚΟΡΜΟΥ (μη φόρτιση)												
	Πλάγια κλίση				Πρόσθια κλίση				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	Υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ
x	4,592	5,132	1,078	6,082	20,699	21,216	6,349	7,0387	16,229	16,197	4,941	6,5388
SD	0,067	1,431	1,257	0,387	11,408	8,499	0,677	0,638	4,440	3,441	1,133	1,37
cv	14,547	27,892	116,569	6,368	55,112	40,060	10,666	9,071	27,357	21,246	22,927	20,951

Πίνακας 14. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) του κορμού σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΚΟΡΜΟΥ (φόρτιση)												
	Πλάγια κλίση				Πρόσθια κλίση				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ
x	7,421	3,997	-1,011	6,341	25,387	12,98	6,797	6,774	25,473	11,502	6,147	4,674
SD	2,581	0,464	0,069	0,44	6,367	6,221	0,904	1,104	5,759	5,6	0,488	2,345
cv	34,784	11,618	-0,685	6,945	25,078	47,926	13,301	16,295	22,609	48,691	7,942	50,177

Πίνακας 15. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΛΕΚΑΝΗΣ (μη φόρτιση)												
	Πλάγια κλίση				Πρόσθια κλίση				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ
x	15,1	6,919	6,943	8,335	35,812	33,761	12,648	16,924	31,483	23,144	6,751	16,543
SD	3,109	1,4	0,653	0,431	4,563	3,712	0,697	1,053	9,706	3,931	0,489	1,342
cv	20,592	20,239	9,411	5,166	12,741	10,995	5,508	6,222	30,830	16,986	7,251	8,114

Πίνακας 16. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΛΕΚΑΝΗΣ (φόρτιση)												
	Πλάγια κλίση				Πρόσθια κλίση				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	Υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	Μακρύ ΔΕ	κοντό AP	Υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό AP	υγιές AP	κολόβωμα ΔΕ
x	13,530	7,736	7,914	8,754	44,873	31,858	13,438	18,564	33,306	20,277	7,005	17,386
SD	1,512	0,873	0,809	0,509	13,896	3,578	0,474	1,858	8,188	6,778	1,725	2,293
Cv	11,178	11,281	10,224	5,813	30,967	11,23	3,526	10,008	24,584	33,426	24,628	13,191

Πίνακας 17. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΙΣΧΙΟΥ (μη φόρτιση)												
	ΚΕ				ΑΠ				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ
x	80,270	91,496	71,822	72,113	8,598	5,977	6,485	4,924	22,394	34,093	34,437	6,621
SD	2,601	1,963	17,478	3,407	5,911	1,195	1,092	1,142	10,756	5,187	1,467	1,973
cv	3,240	2,145	2,434	4,724	68,746	19,987	16,842	23,197	4,803	15,214	4,269	29,797

Πίνακας 18. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΙΣΧΙΟΥ (φόρτιση)												
	ΚΕ				ΑΠ				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ	μακρύ ΔΕ	κοντό ΑΡ	υγιές ΑΡ	κολόβωμα ΔΕ
x	83,811	88,237	81,499	78,531	4,633	4,828	5,913	5,128	23,571	36,242	33,097	3,426
SD	3,545	3,023	3,253	3,55	3,017	0,440	0,344	1,278	1,258	2,377	2,752	0,685
cv	4,229	3,426	3,992	4,52	65,113	9,121	5,819	24,918	5,335	6,558	8,314	20,008

Ακολουθούν τα αποτελέσματα γωνιών (μοίρες) της λεκάνης και του ισχίου του άκρου στήριξης/ ώθησης κατά την υπερπήδηση του εμποδίου.

Άκρο στήριξης

Παρατηρούνται 5 μοίρες διαφορά στη πλάγια κλίση λεκάνης μεταξύ των δύο αθλητών και στις δύο συνθήκες. 20 μοίρες διαφορά στην πρόσθια κλίση λεκάνης διαπιστώνεται μεταξύ των δοκιμαζόμενων στις συνθήκες φόρτισης και μη, με το κοντό κολόβωμα (όταν στηρίζεται) και το υγιές άκρο να αυξάνουν την πρόσθια κλίση λεκάνης με το επιπρόσθετο βάρος. Δεν παρατηρούνται αλλαγές στη στροφή της λεκάνης με την επιβάρυνση σε κανένα από τους αθλητές.

Μικρότερη κάμψη ισχίου κατά 20 μοίρες παρατηρείται στο μονό ακρωτηριασμό σε σχέση με το διπλό. Μεγάλη στροφή ισχίου εντοπίζεται στο διπλό ακρωτηριασμό με αυτή στο κοντό κολόβωμα να είναι κατά 20 μοίρες μεγαλύτερη από το μακρύ. Επίσης το υγιές κάτω άκρο του μονού ακρωτηριασμού στρέφεται 30 μοίρες περισσότερο από το κολόβωμα. Ενώ η απαγωγή, όταν στηρίζεται στο υγιές κάτω άκρο, μειώνεται στο μισό.

Πίνακας 19. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης του ποδιού ώθησης σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΛΕΚΑΝΗΣ (μη φόρτιση)												
	Πλάγια κλίση				Πρόσθια κλίση				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	κοντό AP	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές AP	κοντό AP	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές AP	κοντό AP	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές AP
x	5,034	11,190	5,565	3,862	35,812	33,776	12,648	16,924	7,12	13,317	9,105	4,571
SD	2,261	2,546	0,385	0,821	4,563	3,684	0,697	1,053	1,831	1,934	1,156	0,432
cv	44,911	22,747	6,91	21,257	12,741	10,908	5,508	6,223	25,708	14,523	12,696	9,445

Πίνακας 20. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) λεκάνης του ποδιού ώθησης σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΛΕΚΑΝΗΣ (φόρτιση)												
	Πλάγια κλίση				Πρόσθια κλίση				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	κοντό AP	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές AP	κοντό AP	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές AP	κοντό AP	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές AP
x	-1,249	13,476	6,775	6,739	38,873	31,858	13,438	18,564	7,522	9,54	8,103	4,440
SD	0,374	2,196	0,420	0,990	2,698	3,578	0,474	1,858	1,756	0,887	0,771	0,572
cv	-29,973	16,296	6,205	14,704	6,940	11,230	3,526	10,008	23,350	9,297	9,514	12,874

Πίνακας 21. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου του ποδιού ώθησης σε συνθήκη μη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΙΣΧΙΟΥ (μη φόρτιση)												
	ΚΕ				ΑΠ				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	κοντό ΑΡ	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές ΑΡ	κοντό ΑΡ	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές ΑΡ	κοντό ΑΡ	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές ΑΡ
x	79,684	76,159	47,811	57,746	7,270	8,491	6,311	3,793	45,952	23,63	7,173	34,089
SD	3,434	2,707	1,697	2,732	0,545	0,930	0,871	0,269	14,516	3,373	1,282	1,379
cv	4,31	3,554	3,549	4,732	7,498	10,950	13,796	7,092	31,595	14,273	17,866	4,045

Πίνακας 22. Μέση μέγιστη γωνία (μοίρες) ισχίου του ποδιού ώθησης σε συνθήκη φόρτισης του αθλητή.

ΓΩΝΙΕΣ ΙΣΧΙΟΥ (φόρτιση)												
	ΚΕ				ΑΠ				Στροφή			
	διπλός		μονός		διπλός		μονός		διπλός		μονός	
	κοντό ΑΡ	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές ΑΡ	κοντό ΑΡ	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές ΑΡ	κοντό ΑΡ	μακρύ ΔΕ	κολόβωμα ΔΕ	υγιές ΑΡ
x	81,418	74,165	57,596	60,943	7,544	7,673	8,635	4,241	44,225	22,235	8,247	34,714
SD	3,265	2,672	3,485	2,066	0,661	1,893	1,256	0,623	4,461	2,93	1,744	2,390
cv	4,011	3,602	6,052	3,390	8,755	24,668	14,548	14,690	10,086	13,177	21,142	6,883

4. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σκοπός της παρούσας ερευνητικής προσπάθειας είναι η πιλοτική προσέγγιση της κινητικής και κινηματικής συμπεριφοράς αθλητών με ακρωτηριασμό κάτω άκρων κατά το πέρασμα εμποδίου και υπό την επιπλέον φόρτισή τους με βάρος. Συνεπώς, στόχος είναι η εντόπιση μεθοδολογικών ιδιαιτεροτήτων στην κινητική και κινηματική ανάλυση των αθλητών αυτών με έμφαση στις αρθρώσεις της λεκάνης και του ισχίου, ο προσδιορισμός της μεταβλητότητας των κινητικών και κινηματικών παραμέτρων της αξιολόγησης καθώς και ο εντοπισμός των πιο ευαίσθητων σε μεταβολή μεταβλητών.

Χρειάστηκε τροποποίηση του προτύπου helen hayes για την τοποθέτηση των ιχνηθετών τόσο στο γόνατο όσο στην κνήμη και την ποδοκνημική. Ιδιαίτερης σημασίας κρίθηκε η σταθεροποίηση των ιχνηθετών στο σώμα κάθε αθλητή. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε μονοτική ταινία περιμετρικά του άκρου που να ακινητοποιεί τον ιχνηθέτη στο επιθυμητό σημείο. Στην άρθρωση του γόνατος, όπου τοποθετήθηκαν πάνω από την πρόθεση και την κάλτσα σιλικόνης του κάθε δοκιμαζόμενου, πιθανόν να παρουσιάζονται σφάλματα. Ωστόσο η παρούσα μελέτη εστίασε κυρίως στο ισχίο και τη λεκάνη του εκάστοτε αθλητή, οπότε και τα πιθανά σφάλματα περιορίστηκαν. Δεν παρουσιάστηκε κάποια ιδιαιτερότητα σχετικά με την εξοικείωση των δοκιμαζομένων στο χώρο αλλά ούτε και με τον εξοπλισμό.

Στο σημείο αυτό καλό είναι να αναφερθεί πως δε βρέθηκε πολλή βιβλιογραφία σχετικά με το πέρασμα εμποδίου από άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων. Τόσο το δείγμα, όσο και η κινητική και κινηματική ανάλυση είναι δύσκολα να βρεθούν και να αξιολογηθούν. Καμία μελέτη (με κάθε επιφύλαξη) δε βρέθηκε να διερευνά την υπερπήδηση εμποδίων από διπλά ακρωτηριασμένα άτομα.

Κινητικά δεδομένα

Ο αθλητής με το διπλό ακρωτηριασμό κάτω άκρων εμφανίζει μεγαλύτερη εδαφική αντίδραση (GRF) από τον αθλητή με το μονό ακρωτηριασμό και στις 2 συνθήκες. Όμως, λόγω μικρής τυπικής απόκλισης, αυτές οι διαφορές είναι ξεκάθαρες.

Ο αθλητής με το διπλό ακρωτηριασμό δέχεται μεγαλύτερες φορτίσεις στην άρθρωση του ισχίου και ιδιαίτερα στο κοντό κολόβωμα κατά την υπερπήδηση εμποδίου σε σχέση με αυτόν με το μονό ακρωτηριασμό. Επίσης παρατηρείται πως οι φορτίσεις στον κάθετο άξονα, στο πιο κοντό κολοβώμα του διπλά ακρωτηριασμένου και στο κολόβωμα του μονού ακρωτηριασμού, είναι μικρότερες σε σχέση με το μακρύ κολόβωμα και το υγιές κάτω άκρο αντίστοιχα και στις δυο συνθήκες. Αυτό πιθανόν να συμβαίνει λόγω μηχανικού μειονεκτήματος. Όσο περισσότερη είναι η ανατομική απώλεια στο εναπομείνον άκρο τόσο μεγαλύτερη αστάθεια έχουν τα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό (Lenka & Tiberwala, 2010), λόγω μειωμένου ιδιοδεκτικού και μηχανικού πλεονεκτήματος. Ωστόσο, η ορθοστατική σταθερότητα είναι καλύτερη στα πιο μακριά κολοβώματα (Lenka & Tiberwala, 2010; Prieto et al., 1996). Τα κοντά κολοβώματα υποδεικνύουν μεγαλύτερη αστάθεια στο οβελιαίο επίπεδο (Lenka & Tiberwala, 2010; Buckley et al., 2002), όπως βρέθηκε και στους αθλητές που συμμετείχαν στην παρούσα μελέτη.

Παρατηρούνται μεγαλύτερες ροπές στην άρθρωση του ισχίου στον διπλά ακρωτηριασμένο αθλητή σε σχέση με αυτόν με το μονό ακρωτηριασμό (περίπου 4 Nm/kg), τόσο στην κάμψη- έκταση όσο και στην απαγωγή- προσαγωγή. Ωστόσο, στην απαγωγή- προσαγωγή, οι τιμές είχαν μεγάλη μεταβλητότητα, γεγονός που καθιστά τις ροπές στην απαγωγή- προσαγωγή μη αξιόπιστη μεταβλητή.

Κινηματικά δεδομένα

Στην απλή βάδιση τα κάτω άκρα εμφανίζουν μια σχετική συμμετρία στο πρότυπο κίνησής τους. Όμως όταν ένα άτομο περνά πάνω από ένα εμπόδιο, υπάρχει ασυμμετρία στην κίνηση μεταξύ του προπορευόμενου και του ακόλουθου κάτω άκρου (Patla et al., 1996). Ο τρόπος με τον οποίο τα άτομα με ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο αντιμετωπίζουν τα εμπόδια εξαρτάται από το ατομικό επίπεδο δύναμης και ελαστικότητας, αλλά και από το εύρος κίνησης που επιτρέπει η πρόθεση (Hill et al., 1997; Patla et al., 1996).

Ο Winter υποστηρίζει πως τα υγιή άτομα για να εξασφαλίσουν το πέρασμα του εμποδίου κάνουν στο άκρο στήριξης πελματιαία κάμψη ποδοκνημικής, έκταση ισχίου και γόνατος, απαγωγή ισχίου και στο άκρο αιώρισης πρέπει να

διασφαλίσουν απαγωγή ισχίου, κάμψη ισχίου και γόνατος και ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής. Όπως και στους αρτημελείς (Patla & Rietdyk, 1993) έτσι και στους ακρωτηριασμένους κάτω από το γόνατο (Hill et al., 1997) παρουσιάζεται ανύψωση και κάμψη ισχίου σαν αποτέλεσμα του εμποδίου (Vrieling et al., 2007). Ανεξάρτητα με το ποιο είναι το προπορευόμενο άκρο, οι μονόπλευροι κνημιαίοι ακρωτηριασμοί κάνουν 10 φορές περισσότερα λάθη σε σχέση με τους αρτιμελείς για την αποφυγή εμποδίων στο διάδρομο κίνησης (Hofstad et al., 2006; Hofstad et al., 2009). Τα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό χρησιμοποιούν τη στρατηγική του γόνατος για τη διέλευση του εμποδίου (Vrieling et al., 2007).

Μεγάλη μεταβλητότητα εμφανίζουν στον κορμό και οι 2 δοκιμαζόμενοι. Συγκρίνοντας τις δυο συνθήκες, είναι εμφανής η διαφορά στη στροφή, την πρόσθια και πλάγια κλίση του κορμού. Όταν ο αθλητής αυτός περνά το εμπόδιο με το μακρύ κολόβωμα η κίνηση του κορμού είναι μεγαλύτερη από εκείνη όταν περνά το εμπόδιο με το κοντό κολόβωμα. Επίσης διαφορά 5 μοιρών φάνηκε στην πλάγια κλίση κορμού στον αθλητή με μονό ακρωτηριασμό. Επίσης ο αθλητής αυτός φαίνεται να μην ελέγχει την πλάγια κλίση του κορμού όταν περνά το εμπόδιο με το υγιές κάτω άκρο. Αυτό μπορεί να συμβαίνει λόγω μειωμένης μυϊκής ενεργοποίησης στο πάσχον κάτω άκρο ή/ και στην κοιλιακή χώρα.

Όσον αφορά την κίνηση της λεκάνης, όταν το μακρύ κολόβωμα του διπλά ακρωτηριασμένου περνά το εμπόδιο, φαίνεται πως η λεκάνη του κινείται προς όλες τις κατευθύνσεις με περίπου 10 μοίρες παραπάνω σε σχέση με το κοντό κολόβωμα. Σε συνθήκη φόρτισης, παρατηρείται αύξηση της πρόσθιας κλίσης λεκάνης, γεγονός που έρχεται σε αντίθεση με άλλες έρευνες (Doyle et al., 2015) που θέλουν την κίνηση της λεκάνης και του κορμού να μειώνεται με το επιπρόσθετο βάρος. Επίσης, όταν το υγιές κάτω άκρο του μονού ακρωτηριασμού διαπερνά το εμπόδιο, διαπιστώνονται μικρότερες γωνίες λεκάνης και στις 2 συνθήκες σε σχέση με το κολόβωμα (Doyle et al., 2015). Ωστόσο είναι μεγαλύτερες εκείνες σε συνθήκη φόρτισης.

Μεγάλες γωνίες κάμψης εμφανίζουν και οι 2 αθλητές, με τον διπλά ακρωτηριασμένο όμως να ξεπερνά κατά 10 μοίρες περίπου τον αθλητή με το μονό ακρωτηριασμό. Σε συνθήκη φόρτισης όμως, ο μονός ακρωτηριασμός κάμπει το ισχίο του όσο και ο διπλός, γεγονός που υποδηλώνει ότι δε μπορεί να διαχειριστεί καλά το επιπρόσθετο βάρος 10 κιλών. Η αυξημένη κάμψη ισχίου κατά τη διάρκεια επιπρόσθετης επιβάρυνσης βρέθηκε και σε άλλες μελέτες (Doyle et al., 2015).

Αυτός είναι ένας τυπικός μηχανισμός φόρτισης των άκρων σε αρτιμελείς (Kinoshita, 1985) αλλά και σε άτομα που φέρουν ακρωτηριασμό κνήμης (Doyle et al., 2014). Τα άτομα με κνημιαίο ακρωτηριασμό μπορούν να προπορεύονται με το προσθετικό μέλος καθώς έχουν οπτικό έλεγχο και παραπάνω χρόνο και απόσταση ώστε να σηκώσουν το άκρο τους (Vrieling et al., 2007).

Όσον αφορά την απαγωγή του ισχίου, ο διπλά ακρωτηριασμένος μειώνει την κίνησή του σε συνθήκη φόρτισης. Η κίνηση της απαγωγής ισχίου εμφανίζει και μεγάλη μεταβλητότητα. Τέλος, μεγάλη στροφή παρουσιάζουν το υγιές άκρο του μονού ακρωτηριασμού και το κοντό κολόβωμα του διπλού σε σχέση με το άλλο άκρο τους και στις 2 συνθήκες φόρτισης.

Στην πρόσθια κλίση λεκάνης διαπιστώνεται διαφορά 20 μοιρών μεταξύ των δοκιμαζόμενων στις συνθήκες φόρτισης και μη, με το κοντό κολόβωμα (όταν στηρίζεται) να αυξάνει την πρόσθια κλίση. Αυτό πιθανόν να γίνεται ώστε να αφήσει χώρο στο ισχίο για κάμψη. Το κοντό κολόβωμα φαίνεται να μη μπορεί να στηρίξει τη λεκάνη στην πλάγια κλίση κατά την επιπλέον φόρτιση, καθώς εκείνοι πέφτει προς την αντίθετη πλευρά.

Μικρότερη κάμψη ισχίου (φάση στήριξης) κατά 20 μοίρες παρατηρείται στο μονό ακρωτηριασμό σε σχέση με το διπλό και στα δύο άκρα, αλλά και σε σχέση με τη φάση αιώρησης. Το ίδιο φαίνεται να υποστηρίζουν και άλλες μελέτες (Vrieling et al., 2007). Τα ακρωτηριασμένα άτομα μπορούν να επωφεληθούν από το να χρησιμοποιούν το υγιές κάτω άκρο ως προπορευόμενο, καθώς το ακόλουθο άκρο χρειάζεται λιγότερη κάμψη για να υπερπηδήσει ένα εμπόδιο. (Said et al., 2001; Said et al., 1999).

Μεγάλη στροφή ισχίου εντοπίζεται στο διπλό ακρωτηριασμό με αυτή στο κοντό κολόβωμα να είναι κατά 20 μοίρες μεγαλύτερη από το μακρύ. Πιθανόν να ωφείλεται σε μηχανικό μειωνέκτημα και το κολόβωμα να στρέφεται παραπάνω μέσα στη θήκη. Στο μονό ακρωτηριασμό φαίνεται επίσης μεγαλύτερη στροφή σε σχέση με αυτή του κολοβώματος, λόγω μειωμένης μυϊκής δύναμης στο ακρωτηριασμένο άκρο, όντας πιο βαρύ λόγω της πρόθεσης.

Η μελέτη είναι περιπτωσιακή, γεγονός που σημαίνει ότι δεν υπάρχει δυνατότητα γενίκευσης στον πληθυσμό αυτό, καθώς αφορά αθλητές υψηλού επιπέδου και το δείγμα είναι μικρό. Για την πραγματοποίηση της έρευνας υπήρχαν

διάφοροι περιορισμοί, με τους σημαντικότερους από αυτούς να συνοψίζονται στα εξής:

- Χαμηλοί οικονομικοί πόροι.
- Μακρινός τόπος διεξαγωγής των μετρήσεων από τον τόπο κατοικίας των δοκιμαζομένων
- Χρήση μίας δυναμοπλατφόρμας
- Χρονοβόρα διαδικασία αξιολόγησης (1,5 ώρα έκαστος)
- Περιορισμένος χρόνος των αθλητών
- Δυσκολία μετακινήσεων αυτών
- Κοινή χρήση του εργαστηρίου της εμβιομηχανικής ανάλυσης κατά τη διάρκεια διεκπεραίωσης της έρευνας

Δεδομένου ότι η επιβάρυνση των ατόμων με ακρωτηριασμό κάτω άκρων είναι ένα σχετικά καινούριο ερευνητικό θέμα, πολλές περιοχές παραμένουν ανεξερεύνητες. Έρευνες για την επίδραση του επιπρόσθετου βάρους σε σχέση με την κόπωση, διαφορετικού ύψους ακρωτηριασμό, διπλό ακρωτηριασμό, διαφορετικά τεχνητά μέλη, περαιτέρω κινητική ανάλυση και σε μεγαλύτερο βάθος χρόνου, θα ήταν ωφέλιμες για την ενίσχυση της γνώσης.

5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Συμπερασματικά, αναφορικά με τα κινητικά δεδομένα, οι ροπές στην απαγωγή-προσαγωγή ισχίου εμφανίζει μεγάλη μεταβλητότητα, γεγονός που τη καθιστά αναξιόπιστη μεταβλητή. Σχετικά με τα κινηματικά δεδομένα, οι γωνίες στις κινήσεις του κορμού παρουσιάζουν μεταβλητότητα, γεγονός που καθιστά την πρόσθια κλίση, την πλάγια κλίση και τη στροφή του κορμού αναξιόπιστες μεταβλητές. Πιθανόν με μια διαφορετική τοποθέτηση ιχνηθετών να μπορούσαν να ανιχνευθούν καλύτερα οι κινήσεις του κορμού κατά το πέρασμα εμποδίου, όπως επίσης να καταγραφούν καλύτερα οι δυνάμεις σε σχέση με το υπόλοιπο σώμα των δοκιμαζόμενων.

Οι στροφές στο ισχίο θεωρούνται πως έχουν σφάλματα, τόσο καθώς οι ιχνηθέτες στην άρθρωση του γόνατος έχουν τοποθετηθεί πάνω από την κάλσα σιλίκονης και από τη θήκη του προσθετικού μέλους, συνολικού πάχους 1cm περίπου, όσο και λόγω της κινητικότητας του κολοβώματος μέσα στη θήκη.

Ο αθλητής με μονό ακρωτηριασμό φαίνεται να επιβεβαιώνει την ήδη υπάρχουσα αρθρογραφία, με εκείνον να υιοθετεί μεγάλη κάμψη ισχίου κατά το πέρασμα του εμποδίου, μικρότερη κάμψη ισχίου στο ακόλουθο άκρο και μικρότερη πρόσθια κλίση λεκάνης με τη χρήση επιπρόσθετου βάρους. Ο δοκιμαζόμενος με το διπλό ακρωτηριασμό ανταποκρίνεται διαφορετικά στη δοκιμασία και αναπτύσει διαφορετικές στρατηγικές.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΞΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Akkaya, N., Akkaya, S., Özçakar, L., Demirkan, F., Kiter, E., Konukcu, S., Ardic, F.** 2013, Ultrasonographic measurement of the distal femoral cartilage thickness in patients with unilateral transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(4): 268–274.
- Alimusaj, M., Fradet, L., Braatz, F., Gerner, H.J., Wolf, S.I.** 2009, Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees. *Gait Posture*, 30(3):356–63.
- Andrews, K.L., Nanos, K.N., Hoskin, T.L.** 2017, Determining K-levels Following Transtibial Amputation, *Int J Phys Med Rehabil*, 5:398.
- Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., Fernier, R.W., Stern, D., Galante, J.O.** 1980, A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg*, 62-A:749-757.
- Arifin, N., Abu Osman, N.A., Ali, S., Wan, A.** 2014, The effects of prosthetic foot type and visual alteration on postural steadiness in below-knee amputees. *BioMedical Engineering OnLine*, 13:23.
- Ayyappa, E.** 1997, Normal human locomotion, part 1: Basic concepts and terminology. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(1):10-17.
- Bache, A.G.**, 2008, Prosthology: the science of prosthetics and orthotics, *Kybernetes*, 37(2): 282 – 296.
- Barnett, C.T., Polman, R.C.J., Vanicek, N.** 2014. Longitudinal kinematic and kinetic adaptations to obstacle crossing in recent lower limb amputees. *Prosthetics Orthot. Int.* 38 (6), 437–446.
- Bastian, H.C.**1888, The muscular sense: its nature and cortical localization. *Brain*, 10:1-137.
- Baum, B.S., Schnall, B.L., Tis, J.E., Lipton, J.S.** 2007, Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees. *Injury Int. Care Injured*, 39: 728-733.
- Benedetti, Beghi, Tanti, Cappozzo, Basaglia, Cutti, Cereatti, Stagnih, Verdini, Manca, Fantozzi, Mazzà, Camomilla, Campanini, Castagna, Cavazzuti, Del Maestro, Croce, Gasperi, Leo, Marchi, Petrarca, Piccinini, Rabuffetti, Ravaschio, Sawacha, Spolaor, Tesio, Vannozzi, Visintin, Ferrarin.** 2017, SIAMOC position paper on gait analysis in clinical practice: General requirements, methods and appropriateness. Results of an Italian consensus conference. *Gait & Posture*, 58: 252–260.
- Biermann JS, Adkins DR, Agulnik M, Benjamin RS, Brigman B, Butrynski JE, Frassica FJ.** 2013. Bone cancer. *J Natl Compr Canc Netw*, 11(6):688–723.
- Bodenheimer, C., Kerrigan, A.J., Garber, S.L., Monga, T.N.** 2000, Sexuality in persons with lower extremity amputations, *Disabil Rehabil* 22: 409–15.
- Bonnefoy-Mazure, A. & Armand, S.** 2015, “Normal gait” in Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy, Canavese, F. and Deslandes, J. eds., Nova Science Publishers, Inc., Chapter 16.
- Buckley, J.G.** 2000, Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses. *Clinical Biomechanics*, 15(5):352–358.

- Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ.** 2002, Postural sway and active balance performance in highly active lower limb amputees. *Am J Physical Med Rehabil*, 81(1): 13-20.
- Cansever, A.** 2003, Depression in men with traumatic lower part amputation: a comparison to men with surgical lower part amputation, *Mil Med*, 168: 106–10.
- Caplan, L.M., Hackett, T.P.** 1963, Emotional effects of lower limb amputation in the aged, *N Engl J Med*, 269: 1166–71.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E., Lacquaniti, F.** 2006, Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6):3426-3437.
- Czerniecki, J.M., Gitter, A.** 1992, Insights into amputee running. A muscle work analysis. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(4): 209–218.
- Czerniecki, J.M., Gitter, A.J., Beck, J.C.** 1996, Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners. *Journal of Biomechanics*, 29(6):717–722.
- Dhillon, G.S., Lawrence, S.M., Hutchinson, D.T., Horch, K.W.,** 2004, Residual function in peripheral nerve stumps of amputees: implications for neural control of artificial limbs. *The Journal of Hand Surgery*, 29A:4.
- DiCaprio Matthew R. and Friedlaender Gary E.** 2003, Malignant Bone Tumors:Limb Sparing Versus Amputation, *J Am Acad Orthop Surg*, 11:25-37.
- Dicharry, J.** 2010, Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3):347-364.
- Doyle, Lemaire, Besemann, Dudek.** 2015, Changes to transtibial amputee gait with a weighted backpack on multiple surfaces, *Clinical biomechanics*
- Doyle, S.S., Lemaire, E.D., Besemann, M., Dudek, N.L.** 2014, Changes to level ground transtibial amputee gait with a weighted backpack, *Clin. Biomech.* 29 (2), 149–154.
- Dugan, S.A. & Bhat, K.P.** 2005, Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3):603-621.
- Eakin, C.L., Quesada, P.M., Skinner, H.** 1992, Lower-Limb Proprioception in Above-Knee Amputees. *Clin Orthop Relat Res*, 284:239-46.
- Edelstein, J.,** 1988, Prosthetic Feet: State of the Art, *Phys Ther.* 68(12):1874-81.
- Engsberg, J.R., Herbert, L.M., Grimston, S.K., Fung, T.S., Harder, J.A.** 1994, Relation among indices of effort and oxygen uptake in below-knee amputee and able-bodied children. *Arc Phys Med Rehabil*, 75: 1335–1341.
- Engstrom B. and Van de Ven C.** 1999, Therapy for Amputees, Book review, *Prosthetics and Orthotics International*, 23: 278-279.
- Ephraim PL, Dillingham TR, Sector M, Pezzin LE, MacKenzie EJ.** 2003 Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature, *Arch Phys Med Rehabil*, 84:747-61.
- Fisher, K., Hanspal, R.S.** 1998, Phantom pain, anxiety, depression and their relation in consecutive patients with amputated limbs: case reports. *BMJ*, 316:903–904.
- Gage, J.R.** 1991. *Gait analysis in cerebral palsy*. New York, NY: Mac Keith Press.
- Gage, J.R.** 1990, An overview of normal walking. *Instructional course lectures*, 39:291-303.
- Gailey, R.S., Roach, K.E., Applegate, E.B., Cho, B., Cunniffe, B., Licht, S., Maguire, M., Nash, M.S.** 2002, The Amputee Mobility Predictor: an instrument to

- assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate, *Arch Phys Med Rehabil*, 83: 613-627.
- Gard, S.A., Konz, R.J.** 2003, Effect of a shock-absorbing pylon on the gait of persons with unilateral transtibial amputation. *J Rehabil Res*, 40:109 –124.
- Ghanem Ismat.** 2008, Epidemiology, etiology, and genetic aspects of reduction deficiencies of the lower limb, *J Child Orthop*, 2:329–332.
- Grigg, P.** 1994, Peripheral neural mechanisms in proprioception, *J Sport Rehabil*, 3:2–17.
- Hill, A., Niven, C.A., Knussen, C., McCreath, S.W.** 1995, Rehabilitation outcome in long-term amputees, *Br J Ther Rehabil*, 2: 593–98.
- Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., Postema, K.** 2007, Control of lateral balance in walking - Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees, *Gait & Posture*, 25(2), 250-258.
- Hongervorst, T., Brand, R.A.**, 1998, Mechanoreceptors in joint function, *J Bone Joint Surg Am*, 80:1365-1378.
- Hsu, J. D., Michael, J. W., & Fisk, J. R.** 2008. *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, Fourth Edition. Philadelphia: Mosby Elsevier.
- Isakov, E., Keren, O., Benjuya, N.** 2000, Trans-tibial amputee gait: time distance parameters and EMG activity, *Prosthet Orthot Int*, 24:162–120.
- Johansson, H., Sjolander, P.** 1993, “Neurophysiology of joints”, In *Mechanics of human joints Physiology, Pathophysiology and Treatment*, Wright V, Radin EL, editors. New York: Marcel Dekker, 243-290.
- Kashani, J.H., Frank, R.G., Kashani, S.R., Wonderlich, S.A., Reid, J.C.** 1983, Depression among amputees, *J Clin Psychiatry*, 44: 256–58.
- Kavounoudias, A., Tremblay, C., Gravel, D., Iancu, A., Forget, R.**, 2005, Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation, *Arch Phys Med Rehabil*, 86(4):633-40.
- Kinoshita, H.**, 1985. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics* 28 (9), 1347–1362.
- Kirtley, C.** 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh; New York: Elsevier.
- Kulkarni, J., Adams, J., Thomas, E., Silman, A.** 1998, Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations, *Clin Rehabil*, 12(4): 348–353.
- Kyrolainen, H., Avela, J., Komi, P. V.** 2005, Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 23(10):1101-1109.
- Laferrier, J.Z., Gailey, R.** 2010, Advances in lower-limb prosthetic technology, *Phys Med Clinic N Am*, 21: 87-110.
- Lehmann, J.F., Price, R., Boswell-Bessette, S., Dralle, A., Questad, K., deLateur, B.J.** 1993, Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot versus standard SACH Foot. *Archives of Physical Medical and Rehabilitation*, 74(11):1225–1231.
- Lenka & Tiberwala.** 2010, Effect of stump length on postural steadiness during quiet stance in unilateral trans- tibial amputee, *Al Ameen J Med Sci*, 3(1): 50-57.
- Lephart, S.M., Pincivero, D.M., Giraldo, J.L., Fu, F.H.**, 1997, The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries, *Am J Sports Med*, 25(1):130-7.
- Liao, K. I., Skinner, H. B.** 1995, Knee joint proprioception in below-knee amputees, *Am J Knee Surg*, 8(3), 105-109.

- Marshal. C & Stansby. G.** 2010, Journal of Vascular Surgery Amputation and Rehabilitation, 28:284-287.
- Mattes J. Sarah, Martin E. Philip, Royer D. Todd.** 2000, Walking Symmetry and Energy Cost in Persons With Unilateral Transtibial Amputations: Matching Prosthetic and Intact Limb Inertial Properties, *Arch Phys Med Rehabil*, 81:561-8.
- McGinley, Baker, Wolfe, Morris.** 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29: 360–369.
- Miller, W.C., Deathe, A.B., Speechley, M., Koval, J.,** 2001, The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation, *Arch Phys Med Rehabil*, 82:1238-44.
- Millstein, S., Bain, D., Hunter, G.A.** 1985, A review of employment patterns of industrial amputees-factors influencing rehabilitation, *Prosthet Orthot Int*, 9: 69-78.
- Morgenroth, D.C., Segal, A.D., Zelik, K.E., Czerniecki, J.M., Klute, G.K., Adamczyk, P.G., Orendurff, M.S., Hahn, M.E., Collins, S.H., Kuo, A.D.** 2011, The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. *Gait Posture*, 34(4): 502–507.
- Mouchnino, L., Mille, M-L., Cincera, M., Bardot, A., Delarque, A., Pedotti, A., Massion, J.,** 1998, Postural reorganization of weight-shifting in below-knee amputees during leg raising, *Exp Brain Res*, 121: 205- 214.
- Moxey P. W., Gogalniceanu P., Hinchliffe R. J., Loftus I. M., Jones K. J., Thompson M. M and Holt P. J.** 2011, Lower extremity amputations - a review of global variability in incidence, *Diabet. Med.*, 28: 1144–1153.
- Munin, M.C., Espejo-De Guzman, M.C., Boninger, M.L., Fitzgerald, S.G., Penrod, L.E., Singh, J.** 2001, Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees, *J Rehabil Res Dev*, 38(4):379–84.
- Murdoch George.** 1967, Levels of amputation and limiting factors, *Ann R Coll Surg Engl*, 40(4): 204–216.
- Nadollek, H., Brauer, S., Isles, R.,** 2002, Outcomes after transtibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait, *Physiother Res Int*, 7:203-214.
- Nolan, L., Wit, A., Dudziński, K., Lees, A., Lake, M., Wychowański, M.** 2003, Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees, *Gait Posture*, 17:142–151.
- Norvell, D.C., Czerniecki, J.M., Reiber, G.E., Maynard, C., Pecoraro, J.A., Weiss, N.S.** 2005, The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees, *Arch Phys Med Rehabil*, 86(3): 487–493.
- Novacheck, T.F.** 1998, The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1):77-95.
- Novacheck, T.F.** 1995, Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instructional course lectures*, 44:497-506.
- Patla AE, Rietdyk S.** 1993, Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width, *Gait and Posture*, 1:45-60.
- Patla AE, Rietdyk S, Martin C, Prentice S.** 1996, Locomotor Patterns of the Leading and the Trailing Limbs as Solid and Fragile Obstacles Are Stepped Over: Some Insights Into the Role of Vision During Locomotion, *J Mot Behav*, 28(1):35-47.
- Patla AE. Prentice SD, Gobbi LT.** 1996, Visual control of obstacle avoidance during locomotion: strategies in young children, young and older adults. In:

- Ferrandez A-M, Teasdale N, editors. Changes in Sensory Motor Behaviour in Aging. Amsterdam: Elsevier.
- Perry, J. & Burnfield, J. M.** 2010, Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(2):353.
- Pfefferbaum, B., Pasnau, R.O.** 1976, Post-amputation grief, *Nurs Clin N Am*, 11: 687–90.
- Pillet, J., Mackin, E.** 1992, “Partial-Hand Amputations: Aesthetic Restoration”, in *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*, 2nd edn, Bowker HK, Michael JW, ed., Rosemont, IL, American Academy of Orthopedic Surgeons.
- Powers, C.M., Boyd, L.A., Torburn, L., Perry, J.** 1997, Stair ambulation in persons with transtibial amputation: An analysis of the Seattle LightFoot. *J Rehabil Res Dev*, 34(1):9–18.
- PrietoTE, Myklebust JB.** 1996, Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults, *IEEE transaction on biomedical Eng*, 43(9): 23-35.
- Quigley, M.** 1992, “Prosthetic Management: Overview, Methods, and Materials, in *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*, 2nd edn, Bowker HK, Michael JW, ed., Rosemont, IL, American Academy of Orthopedic Surgeons.
- Rietman, Postema, Geertzen.** 2002, Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions, *Prosthetics and Orthotics International*, 26: 50-57.
- Robinson, V., Sansam, K., Hirst, L., Neumann, V.** 2010, Major lower limb amputation – what, why and how to achieve the best results, *Orthopaedics and Trauma*, 24(4), 276-285.
- Said, Goldie, Patla, Sparrow.** 2001, Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing, *Arch Phys Med Rehabil*, 82: 1712-9.
- Said, Goldie, Patla, Sparrow, Martin.** 1999, Obstacle crossing in subjects with stroke, *Arch Phys Med Rehabil*, 80: 1054-9.
- Sansam, K., Neumann, V., O’Connor, R., Bhakta, B.** 2009, Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature, *J Rehabil Med*, 41(8):593–603.
- Sarvestani Amene Sabzi & Azam Afshin Taheri.** 2013, Amputation: A Ten-Year Survey, *Trauma Mon*; 18(3): 126-9.
- Schmalz, T., Blumentritt, S., Marx, B.** 2007, Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. *Gait Posture*, 25(2):267–78.
- Schmalz, T., Blumentritt, S., Reimers, C.D.** 2001, Selective thigh muscle atrophy in trans-tibial amputees: an ultrasonographic study, *Arch Orthop Trauma Surg*, 121(6): 307–312.
- Schubert, D.S.P., Burns, R., Paras, W., Sioson, E.** 1992, Decrease of depression during stroke and amputation rehabilitation, *Gen Hosp Psychiatry*, 14: 135–41.
- Sheikh, K.** 1985, Return to work following limb injuries, *J Soc Occup Med*, 35: 114-117.
- Sherk, V.D., Bemben, M.G., Bemben, D.A.** 2010, Interlimb muscle and fat comparisons in persons with lower-limb amputation, *Arch Phys Med Rehabil*, 91(7): 1077–1081.
- Sherrington, C.S.** 1906. *The Integrative Action of the Nervous System*, New York, NY: C Scribner’s Sons.

- Shukla, G.D., Sahu, S.C., Tripathi, R.P., Gupta, D.K.** 1982, A psychiatric study of amputees, *Br J Psychiatry*, 28: 183–89.
- Skinner, H.B., Wyatt, M.P., Hodgdon, J.A., Conard, D.W., Barrack, R.L.** 1986, Effect of fatigue on joint position sense of the knee, *J Orthop Res*, 4(1):112-8.
- Sliman, B.**, 2015, “Biological and bionic hands: natural neural coding and artificial perception”, in *Philosophical Transactions B* (Volume370), Phil. Trans. R. Soc. B 370: 20140209.
- Sonja, M.H.J., Hans Arendzen, J., de Jongh, H.J.** 1995, Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(8):736 – 743.
- Struyf, P.A., Van Heugten, C.M., Hitters, M.W., Smeets, R.J.** 2009, The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees, *Arch Phys Med Rehabil*, 90(3): 440–446.
- Thompson, D.M., Haran, D.** 1984, Living with an amputation: what it means for patients and their helpers, *Int J Rehabil Res*, 7: 283–93.
- Torburn, L., Powers, C.M., Guiterrez, R., Perry, J.** 1995, Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below knee amputees: a comparison of five prosthetic feet, *J Rehabil Res*, 32:111e9.
- Unwin N.** 2000, Epidemiology of lower extremity amputations in centres in Europe, North America and East Asia, *British Journal of Survey*, 87: 328-337.
- Usherwood, J.R. & Wilson, A.M.** 2006, Accounting for elite indoor 200 m sprint results. *Biology Letters*, 2(1):47–50.
- Vanicek, N., Strike, S.C., McNaughton, L., Polman, R.** 2010, Lower limb kinematic and kinetic differences between transtibial amputee fallers and non-fallers. *Prosthet Orthot Int*, 34(4):399–410.
- Viton, J. M., Mouchnino, L., Mille, M. L., Cincera, M., Delarque, A., Pedotti, A.** 2000, Equilibrium and movement control strategies in transtibial amputees, *Prosthet Orthot Int*, 24(2): 108-1 16.
- Vrieling, A.H., van Keeken, H. G., Schopen, T., Otten, E., Halbertsma, J.P.K., Hof, A.L., Postema, K.** 2008, Gait initiation in lower limb amputees, *Gait and posture*, 27: 423-430.
- Vrieling, A.H., van Keeken, H. G., Schopen, T., Otten, E., Halbertsma, J.P.K., Hof, A.L., Postema, K.** 2007, Obstacle crossing in lower limb amputees, *Gait and posture*, 26: 587-594.
- Waters, R.L., Mulroy, S.J.** 2004, “Energy expenditure of walking in individuals with lower limb amputation”. In *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical and Prosthetics*, Rosemont, IL:American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004:395– 407.
- Winter DA.** 1991, *The Biomechanics and Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, Second Edition. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada.
- Winter D.** 1990, *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Inc, USA.
- Yack, H.J., Nielsen, D.H., Shurr, D.** 1999, Kinetic patterns during stair ascent in patients with transtibial amputations using three different prosthesis, *J Prosthet Orthot*, 11:57– 62.

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Λαζαρίδης Π. Δημήτριος. 1993, Μεταπτυχιακή χειρουργική, University Studio Press, 2^{ος} τόμος, Κεφάλαιο XIV, σελίδες 1806-1809.

Στεργιούλας Α. & Αγγελίδης Χ. 2001. *Κινησιολογία*. Παιδαγωγικό Ινστιτούτο, Αθήνα.

Χατζηπαύλου και Κοντάκης. 2006. *Ορθοπαιδική τραυματολογία*, εκδόσεις Πασχαλίδης.

ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΕΣ ΠΗΓΕΣ

Healey Andrew J and Tai Nigel. 2009, Traumatic amputation - a contemporary approach, *Trauma*, 11: 177. Ηλεκτρονικό άρθρο διαθέσιμο από: <http://tra.sagepub.com/content/11/3/177>

JoNel. 2010, Limb loss a grim, growing global crisis, NBC news. Διαθέσιμο από: http://haitiamputees.nbcnews.com/_news/2010/03/19/4040341-limb-loss-a-grim-rowing-global-crisis.

Wes Congdon. 2011, Standard of Care: Lower Extremity Amputation, The Brigham and Women's Hospital, Inc., Department of Rehabilitation Services., Ηλεκτρονικό άρθρο διαθέσιμο από: <http://www.brighamandwomens.org/>

Σπυριούνης Π. 2009, Τραύμα- Ακρωτηριασμοί άκρων. Αποκατάσταση για εφαρμογή πρόθεσης. Ηλεκτρονικό άρθρο διαθέσιμο από: <http://www.spyriounis-plastic.gr/102-diorthosi-kolovomaton-akrotiriasmou-gia-prosthetiki-melous>

<http://www.cancer.org/>, 2013

ΕΛΕΥΘΕΡΕΣ ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ

Μανές. 2018, Δελτίο τύπου. Εταιρεία μελέτης παθήσεων διαβητικού ποδιού.

ΙΣΤΟΣΕΛΙΔΕΣ

<https://uprightmovement.com/blog/>

<https://neupsykey.com/gait-disorders-3/>

<https://www.ottobock.co.za/en/prosthetics/products-from-a-to-z/1a30-greissinger-plus-prosthetic-foot/>

<https://www.ottobock.com.tr/en/prosthetics/products-from-a-to-z/prosthetic-feet-1d10-1d11/>

<https://www.slideshare.net/ShrutiPatil6/prosthetics-60874533>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1

Δήλωση συγκατάθεσης εθελοντικής συμμετοχής

Τίτλος Ερευνητικής Εργασίας:

Κινητική και κινηματική ανάλυση περάσματος πάνω από εμπόδιο, σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω άκρων.

Υπεύθυνος Καθηγητής :

Κος Τσέπης Ηλίας, BSc, PT, MSc, PhD, Αναπληρωτής Καθηγητής Φυσικοθεραπείας, Τ.Ε.Ι. Δυτικής Ελλάδας – Τμήμα Φυσικοθεραπείας Αιγίου

Ερευνήτρια:

Ευτυχία Νάστου, PT, WST- IATF, MSc cant.

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας – Διαδικασία

Πρόκειται να συμμετάσχετε σε μια πιλοτική προσέγγιση της κινητικής και κινηματικής συμπεριφοράς αθλητών με ακρωτηριασμό κάτω άκρων, κατά το πέρασμα εμποδίου με και χωρίς επιπρόσθετο βάρος.

Σκοπός της έρευνας αυτής είναι η εντόπιση μεθοδολογικών ιδιαιτεροτήτων στην κινητική και κινηματική ανάλυση αθλητών με ακρωτηριασμό κάτω άκρων με έμφαση στις αρθρώσεις της λεκάνης και του ισχίου. Αν αποφασίσετε να πάρετε μέρος στη μελέτη, θα γίνει αξιολόγηση της μεταβλητότητας των κινητικών και κινηματικών παραμέτρων μέσω μηχανημάτων τρισδιάστατης καταγραφής (Cortex, δυναμοπλατφόρμα) καθ' όλη τη διάρκεια των δοκιμασιών.

2. Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Δεν υπάρχει κανένας κίνδυνος τραυματισμού κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών. Ωστόσο, η μετακίνηση στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας στο Αίγιο, πιθανόν να αποτελέσει κουραστική διαδικασία λόγω της διανυόμενης απόστασης.

3. Προσδοκώμενες ωφέλειες

Με την συμμετοχή σας θα λάβετε πολλές πληροφορίες για τη λειτουργία της βάδισής σας και της ισορροπίας σας. Επίσης θα λάβετε δωρεάν αποτελέσματα από αξιολογήσεις που στο εμπόριο κοστίζουν > 200 ευρώ.

4. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των αποτελεσμάτων της, με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Τα προσωπικά σας δεδομένα θα είναι απολύτως εμπιστευτικά και δεν θα γίνει ποτέ δημοσίευση ονομαστικών αποτελεσμάτων. Ωστόσο, εσείς θα έχετε την ευκαιρία να ενημερωθείτε εγγράφως για τα αποτελέσματα της μελέτης καθώς και για τα πορίσματα των προσωπικών σας εξετάσεων.

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό ή την διαδικασία της εργασίας. Αν έχετε οποιαδήποτε αμφιβολία ή ερώτηση ζητήστε μας να σας δώσουμε διευκρινίσεις.

5. Ελευθερία συναίνεσης

Η συμμετοχή σας στην εργασία είναι εθελοντική. Είστε ελεύθερος-η να μην συναινέσετε ή να διακόψετε τη συμμετοχή σας όποτε το επιθυμείτε.

6. Δήλωση συναίνεσης

Διάβασα το έντυπο αυτό και κατανοώ τις διαδικασίες που θα ακολουθήσω. Συναινώ να συμμετάσχω στην ερευνητική εργασία.

Ημερομηνία: __/__/__

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή συμμετέχοντος

Υπογραφή ερευνητή

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή παρατηρητή

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

Φόρμα χαρακτηριστικών δοκιμαζομένου

ΔΗΜΟΓΡΑΦΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

1. ΟΝΟΜΑ:
2. ΗΛΙΚΙΑ:
3. ΥΨΟΣ:
4. ΒΑΡΟΣ:
5. ΒΑΡΟΣ ΠΡΟΘΕΣΗΣ:
6. ΕΠΙΠΕΔΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ:
7. ΜΗΚΟΣ ΚΟΛΟΒΩΜΑΤΟΣ:
8. ΑΙΤΙΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ:
9. ΠΛΕΥΡΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ:
10. ΑΘΛΗΜΑ:
11. ΤΕΧΝΗΤΟ ΜΕΛΟΣ:
12. ΑΘΛΗΤΙΚΟ ΤΕΧΝΗΤΟ ΜΕΛΟΣ:
13. ΩΡΕΣ ΠΡΟΠΟΝΗΣΗΣ/ ΕΒΔΟΜΑΔΑ:

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3

ΆΚΡΟ ΔΙΩΡΗΣΗΣ

Πίνακας 23. ΔΙΠΛΟΣ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΣ GRF

AP	GRF			
	NO LOAD		LOAD	
	LATERAL	VERTICAL	LATERAL	VERTICAL
1η	-0,0945	2.960.936	-0,092997	3.210.168
2η	-0,105176	3.022.505	-0,108885	3.198.839
3η	-0,091393	2.968.226	-0,105978	3.223.763
4η	-0,084927	3.216.276	-0,072373	3.133.921
5η	-0,092646	3.090.576	-0,076833	3.124.070
6η	-0,100464	3.005.857		
AVERAGE	-0,094851	3.044.063	-0,091413	3.178.152
STCEV	0,007121	96339,58	0,0165455	45865,52
CV	-7,507519	3,164836	-18,09971	1,443151

ΔΕ				
	LATERAL	VERTICAL	LATERAL	VERTICAL
1η	-0,190003	3.086.143	-0,189001	3.219.231
2η	-0,197095	3.154.805	-0,166522	2.983.298
3η			-0,171885	3.220.315
4η	-0,196794	3.214.305	-0,242303	3.224.747
5η	-0,186996	3.134.118	-0,214912	3.144.954
6η	-0,165895	3.011.570	-0,160683	3.047.330
AVERAGE	-0,187357	3.120.188	-0,190884	3.139.979
STCEV	0,0127636	76169,75	0,0319104	103031,9
CV	-6,812447	2,441191	-16,71715	3,281293

Πίνακας 24. ΜΟΝΟΣ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΣ GRF

GRF				
AP	NO LOAD		LOAD	
	LATERAL	VERTICAL	LATERAL	VERTICAL
1η	-0,068012	2.802.629	-0,073726	2.890.993
2η	-0,082747	2.851.688	-0,071395	2.949.903
3η	-0,080442	2.797.507	-0,076081	2.851.392
4η	-0,076658	2.850.998	-0,074603	2.887.743
5η	-0,072322	2.812.086	-0,072448	2.861.637
6η	-0,071345	2.779.282	-0,078963	2.859.667

AVERAGE	-0,075254333	2.815.698	-0,074536	2.883.556
STCEV	0,005680758	29604,91	0,0027156	36222,68
CV	-7,548745835	1,051423	-3,643298	1,256181

ΔΕ				
1η	-0,136826	2.776.918	-0,143342	2.886.856
2η	-0,128807	2.739.386	-0,154869	2.936.407
3η	-0,148604	2.762.043	-0,141387	2.944.583
4η	-0,135698	2.782.829	-0,123219	2.992.361
5η	-0,16552	2.844.398	-0,167274	3.002.113
6η	-0,173238	2.886.462	-0,155145	3.156.480

AVERAGE	-0,1481155	2.798.673	-0,147539	2.986.467
STCEV	0,017825603	55459,36	0,0151524	93130,64
CV	-12,03493398	1,981631	-10,27007	3,118422

Πίνακας 25. ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΔΙΠΛΟΥ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L Hip ML Force	R Hip ML Force	L Hip Vert Force	R Hip Vert Force	L Hip FE moment	R Hip FE moment	L Hip AbdAdd moment	R Hip AbdAdd moment
1η	8355954	6252745	25437654	25919029	6437331	17135847	-1250234	7992404
2η	7823423	4831236	25053383	27062674	14159761	14756434	6684601	6174434
3η	9099797		25174385		14069184		7839728	
4η	9048461	5536291	26039139	26114189	13653543	17254440	8463571	7516322
5η	8255079	5857821	25146544	25898302	13950983	15924820	6821606	8413360
6η	6764394	9062093	24355862	24979387	15278156	15774831	8214101	10371453
AVERAGE	8224518	6308037,2	25201161,17	25994716,2	12924826,33	16169274,4	6128895,5	8093594,6
STDEV	866723,0338	1625354,514	547394,6977	741742,079	3226279,585	1039628,361	3686894,306	1526233,059
CV	10,53828363	25,76640661	2,172101095	2,853434034	24,96187958	6,42965377	60,15593358	18,85729561

Πίνακας 26. ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΔΙΠΛΟΥ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L Hip ML Force	R Hip ML Force	L Hip Vert Force	R Hip Vert Force	L Hip FE moment	R Hip FE moment	L Hip AbdAdd moment	R Hip AbdAdd moment
1η	8830693	6746924	26658726	27142096	14216176	15215298	7394116	8218781
2η	9701458	96061592	27055290	78271721	12758823	15925581	8982682	16205883
3η	10181702	5144675	26019197	28534084	14727829	16721800	8491980	7917692
4η	10264079	9806871	25436872	25625853	13418255	16810707	8377776	11948348
5η	7512017	5578063	25344713	25932032	14935772	16939966	6703844	8436192
6η		8329886		23730873		16449593		11369845
AVERAGE	9297989,8	21944668,5	26102959,6	34872776,5	14011371	16343824,17	7990079,6	10682790,17
STDEV	1149470,239	36351296,47	748571,3481	21321328,98	912474,3071	659684,1816	921553,9412	3204451,522
CV	12,36256722	165,6497863	2,867764267	61,14032526	6,512384171	4,036290252	11,53372666	29,99639113

Πίνακας 27. ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΜΟΝΟΥ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L Hip ML Force	R Hip ML Force	L Hip Vert Force	R Hip Vert Force	L Hip FE moment	R Hip FE moment	L Hip AbdAdd moment	R Hip AbdAdd moment
1η	6633550	2494026	23245934	22367472	12611642	13997260	4861482	4863189
2η	1791134	3697435	23729837	22718861	11532415	13987156	5798253	5817341
3η	6772117	3541773	23831827	22546545	11508511	13416845	6076845	5927297
4η	6876238	2669764	23881227	22967272	11383985	13976531	6092777	5608226
5η	7078141	3396765	23557373	23199217	12071684	14076393	5286663	7141266
6η	7304708	3082602	23174709	22501703	12106380	13336246	6521179	5685708
AVERAGE	6075981,333	3147060,833	23570151,17	22716845	11869102,83	13798405,17	5772866,5	5840504,5
STDEV	2112340,328	485691,9375	300797,7863	313926,7928	474853,3408	329652,9769	603718,0267	739339,0035
CV	34,76541833	15,43319189	1,27618098	1,381911937	4,000751763	2,389065786	10,45785533	12,65882089

Πίνακας 28. ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΜΟΝΟΥ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L Hip ML Force	R Hip ML Force	L Hip Vert Force	R Hip Vert Force	L Hip FE moment	R Hip FE moment	L Hip AbdAdd moment	R Hip AbdAdd moment
1η	7259661	2855780	24324577	22623028	11192917	13217119	6704488	5188260
2η	6422145	3199708	25237665	23894609	11214380	13980684	6003752	5941572
3η	7611715		24091274		11195546		6156277	
4η	8319666	2381475	24325230	23653412	12809304	13297527	7141872	4396870
5η	25920866	1967243	42733513	23542290	15130923	12898000	7311820	3667795
6η		1953892		23036327		13264234		4567230
AVERAGE	11106810,6	2471619,6	28142451,8	23349933,2	12308614	13331512,8	6663641,8	4752345,4
STDEV	8309433,758	549603,403	8168479,741	512960,1023	1724613,492	396271,3741	579521,5923	857490,7414
CV	74,81386023	22,23656921	29,02547297	2,196837558	14,01143534	2,972441163	8,696769869	18,04352734

Πίνακας 29. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΚΟΡΜΟΥ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LTrunkObl	RTrunkObl	LTrunkTilt	RTrunkTilt	LTrunkRot	RTrunkRot
1η	589505	4973910	29062885	20303057	22057951	19049402
2η	7483582	5027594	29135704	9916064	15184582	10047999
3η	4232988		14213871		15169594	
4η	4454222	4760221	6666361	24415337	15634608	19823877
5η	4003656	3604818	10620653	10968010	8041806	15996532
6η	5486068	14547730	23048088	37892376	12938190	31830141
AVERAGE	4375003,5	6582854,6	18791260,33	20698968,8	14837788,5	19349590,2
STDEV	2253533,512	4489918,53	9647371,362	11407716,52	4534090,45	7966206,866
CV	51,50929621	68,20625402	51,33967169	55,11248716	30,55772395	41,16989964

Πίνακας 30. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΚΟΡΜΟΥ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LTrunkObl	RTrunkObl	LTrunkTilt	RTrunkTilt	LTrunkRot	RTrunkRot
1η	4140121	4501140	8009933	13801407	4813842	15205166
2η	3178622	11335243	8087893	31053511	9244423	24831160
3η	4326306	7462525	9677058	28761318	9224128	20403175
4η	4124737	8924070	17491003	29358032	19045540	30388838
5η	4215164	4740613	21634846	22654257	15179798	19465754
6η		7559689		26696321		32278255
AVERAGE	3996990	7420546,7	12980147	25387474	11501546	23762058
STDEV	464376,16	2581144,4	6220916,5	6366673,1	5600178,7	6641438,5
CV	11,618147	34,78375	47,926397	25,078009	48,690659	27,949761

Πίνακας 31. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΚΟΡΜΟΥ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LTrunkObl	RTrunkObl	LTrunkTilt	RTrunkTilt	LTrunkRot	RTrunkRot
1η	1416395	6063850	5656188	7946001	4979391	8384015
2η	1448346	6450117	7436240	6587657	3435953	6136884
3η	-10000110	6440361	5707720	7680370	5066810	7447615
4η	2383141	5973979	6446729	6481641	4162872	4327457
5η	-1009977	6162241	6108388	7035952	6801573	6682931
6η	1153868	5398230	6738837	6500588	5198576	6254128
AVERAGE	-768056,1667	6081463	6349017	7038701,5	4940862,5	6538838,333
STDEV	4660417,261	387274,8357	677161,325	638476,6381	1132786,728	1369974,403
CV	-606,780788	6,368119574	10,66560894	9,070943527	22,92690249	20,95134231

Πίνακας 32. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΚΟΡΜΟΥ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LTrunkObl	RTrunkObl	LTrunkTilt	RTrunkTilt	LTrunkRot	RTrunkRot
1η	-1008399	6112499	7342707	8021388	6676589	2388480
2η	-1011510	6015041	6886059	5403075	5733627	4608001
3η	-1001195	6273005	8166709	7913578	5876299	4233140
4η	-1013438	6927643	6032780	5792694	5541059	6390435
5η	-1020084	6840441	6699086	7201419	6601293	2166840
6η	4140917	5879297	5652114	6312910	6452889	8258785
AVERAGE	-152284,8	6341321	6796575,8	6774177,3	6146959,3	4674280,2
STDEV	2103239,9	440419,27	904014,67	1103839	488208,04	2345421
CV	-1381,122	6,9452291	13,301031	16,294805	7,942269	50,177159

Πίνακας 33. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LPelvicObl	RPelvicObl	LPelvicTilt	RPelvicTilt	LPelvicRot	RPelvicRot
1η	6003122	12199086	37465420	36495796	29939968	26297720
2η	5874965	13847363	37559166	31279631	22086884	13645247
3η	8429584		32260056		19698288	
4η	8974333	20274347	31981005	35899197	21897226	35247658
5η	6319253	13754474	28016247	32440117	11057604	21226437
6η	5913708	15425800	35286736	42945816	22099751	43161385
AVERAGE	6919160,8	15100214	33761438	35812111	21129954	27915689
STDEV	1400386,2	3109455,5	3712144	4562852	6059095,3	11588771
CV	20,239249	20,592129	10,995219	12,741086	28,675384	41,513469

Πίνακας 34. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LPelvicObl	RPelvicObl	LPelvicTilt	RPelvicTilt	LPelvicRot	RPelvicRot
1η	6915210	12807455	28862127	34288517	9935802	20617598
2η	7865644	63029694	30204306	-156858185	12742019	1471476196
3η	6763503	13799266	28776323	41192665	17568918	32555431
4η	8450268	14142351	35484669	40445484	28657915	40911812
5η	8684686	11430456	35961372	39175755	22138067	32239418
6η		15472194		69260376		40207767
AVERAGE	7735862,2	21780236	31857759	11250768,7	18208544	273001370
STDEV	872702,41	20253252	3577606,8	83288806,1	7472629,8	587176033
CV	11,281256	92,98913	11,229939	740,294362	41,039139	215,081716

Πίνακας 35. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LPelvicObl	RPelvicObl	LPelvicTilt	RPelvicTilt	LPelvicRot	RPelvicRot
1η	6483827	8627078	13711658	18429167	6325245	17801651
2η	6358289	7912610	12045803	16088047	6760044	18398941
3η	8189959	7794183	12424587	16935678	6436616	15969177
4η	6805339	8796619	13180788	15452012	7234330	16608601
5η	6855866	8178720	11874012	17543964	6302322	15599732
6η	6965932	8699982	12648961	17097355	7445862	14882682
AVERAGE	6943202	8334865,3	12647635	16924371	6750736,5	16543464
STDEV	653406,77	430565,49	696684,08	1053151,1	489477,07	1342289,4
CV	9,4107412	5,1658361	5,5084139	6,2226902	7,2507211	8,1137145

Πίνακας 36. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	LPelvicObl	RPelvicObl	LPelvicTilt	RPelvicTilt	LPelvicRot	RPelvicRot
1η	8101254	8583518	13756796	19065430	7023386	15331374
2η	9132436	9014566	13417564	15608377	5472328	16724106
3η	7483963	8967613	14030798	18255526	5865368	16343973
4η	6958005	8223405	12837610	19394789	9870649	21659603
5η	7895294	9516744	13147832	21206148	6793140	16089596
6η	49630733	8216620	82558479	17854166	366479614	18166756
AVERAGE	14866948	8753744,3	24958180	18564073	66917414	17385901
STDEV	17046078	508856,68	28221451	1857811,4	146763019	2293440,1
CV	114,65755	5,8130174	113,07496	10,007564	219,31962	13,191379

Πίνακας 37. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	R HIP FE	L HIP ABDADD	R HIP ABDADD	L HIP IRER	R HIP IRER
1η	4580137	79978241	13716623	3123692	23926695	23112890
2η	92300583	80492874	6067268	4402812	37424500	23453928
3η	92158089		6533294		33525230	
4η	93673096	76698303	4546488	13148915	36756660	20823671
5η	90886192	80147255	5135833	5755708	35619667	22788853
6η	88461296	84031949	7600787	16560511	37304958	21789272
AVERAGE	77009899	80269724	7266715,5	8598327,6	34092952	22393723
STDEV	35526585	2600920	3335559,617	5910978,821	5186858	1075615
CV	46,13249	3,240226	45,9018881	68,7456805	15,21387	4,803197

Πίνακας 38. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	R HIP FE	L HIP ABDADD	R HIP ABDADD	L HIP IRER	R HIP IRER
1η	91917824	83960220	4769530	3580845	39230122	22534529
2η	90361504	159420105	5515116	78107735	35652008	388365082
3η	88429291	89096031	4284586	4511211	38073872	23000261
4η	84757324	80087440	4760914	3347744	34844944	25698246
5η	85716728	81088600	4809530	1950427	33411427	23675585
6η		84823341		9773889		22946821
AVERAGE	88236534	96412623	4827935,2	16878641,83	36242475	84370087
STDEV	3023197	31029619	440365,6336	30117107,77	2376795	148930772
CV	3,426241	32,184188	9,121200169	178,4332417	6,558039	176,52082

Πίνακας 39. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	R HIP FE	L HIP ABDADD	R HIP ABDADD	L HIP IRER	R HIP IRER
1η	71865142	14551056	6816987	3222007	33933346	2690456
2η	71627922	72232628	7463529	4410566	34935555	6050732
3η	71212791	72065720	7430081	6072357	33290482	4930754
4η	72494263	67034912	5622905	4687694	34996254	5396221
5η	69184441	76627007	4718524	4823164	32673004	9914987
6η	74552414	72604996	6860301	6330929	36795666	6812461
AVERAGE	71822829	62519387	6485387,833	4924452,833	34437385	5965935
STDEV	1747826	23696307	1092282,716	1142328,749	1469999	2385110
CV	2,433524	37,90233	16,84221119	23,19706955	4,268613	39,97881

Πίνακας 40. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	R HIP FE	L HIP ABDADD	R HIP ABDADD	L HIP IRER	R HIP IRER
1η	83844849	78670364	6075326	5103470	30397785	3617879
2η	78760727	74042480	5542527	5787395	30144979	4425405
3η	85449959	74609837	5678649	5961074	33038731	6713451
4η	77796677	83048508	5856042	5862759	37671978	3348001
5η	81640289	80361549	6414815	2923313	33284649	2539388
6η	164731659	80455406	48439323	-1024601	34041359	3198925
AVERAGE	95370693	78531357	13001113,67	4102235	33096580	3973842
STDEV	34104166	3549757	17363833,67	2759393,679	2751764	1475528
CV	35,759587	4,520178	133,55651	67,2656169	8,314346	37,13101

ΑΚΡΟ ΣΤΗΡΙΞΗΣ

Πίνακας 41. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	R HIP FE	R HIP ABDADD	R HIP IRER	R PELVIC OBL	R PELVIC TILT	R PELVIC ROT
1η	50046867	6047510	5044245	5061063	13711658	9528973
2η	47791035	7445460	8084947	6049295	12045803	9391574
3η	46173721	4929284	8645938	5534606	12424587	10775555
4η	47071812	6059681	7239350	5481291	13180788	9362974
5η	46137253	6396568	7571623	5973166	11874012	7973670
6η	49645523	6984770	6454325	5288732	12648961	7594465
average	47811035	6310545,5	7173404,67	5564692,167	12647634,83	9104535,167
stdev	1696672	870633,5018	1281607,34	384538,1806	696684,08	1155924,272
cv	3,548704	13,79648561	17,8660957	6,910322603	5,508413938	12,69613715

Πίνακας 42. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	R HIP FE	R HIP ABDADD	R HIP IRER	R PELVIC OBL	R PELVIC TILT	R PELVIC ROT
1η	58608032	8609967	10295856	6484861	13756796	7558430
2η	55154911	6588277	6564334	6761640	13417564	7182345
3η	53411102	8743952	6429008	6529711	14030798	8497372
4η	62445194	9921948	9594169	7503183	12837610	8137337
5η	58358700	9308455	8350503	6595665	13147832	9140676
6η	-174751968	25426908	70979088	8254548	82558479	-175419830
average	18870995,2	11433251,17	18702160	7021601,333	24958179,83	-22483945
stdev	94906707	6946916,809	25657796	711495,0913	28221450,99	74926149,7
cv	502,923699	60,76064199	137,19162	10,13294628	113,0749565	-333,2428971

Πίνακας 43. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	L HIP ABDADD	L HIP IRER	L PELVIC OBL	L PELVIC TILT	L PELVIC ROT
1η	55939468	3808260	34498356	3140425	18429167	4609396
2η	57922215	3939314	33942924	4350655	16088047	4379315
3η	55623989	4193516	35621338	2704189	16935678	3823490
4η	55812359	3423613	32902714	3690003	15452012	4978893
5η	62782703	3585438	32145622	4543751	17543964	4970632
6η	58395912	3805256	35424892	4742584	17097355	4665721
average	57746108	3792566,167	34089308	3861934,5	16924370,5	4571241,167
stdev	2732298	268972,6902	1378809	820947,7512	1053151,144	431750,5636
cv	4,731571	7,092102771	4,044696	21,25742296	6,222690195	9,444930772

Πίνακας 44. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΜΟΝΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	L HIP ABDADD	L HIP IRER	L PELVIC OBL	L PELVIC TILT	L PELVIC ROT
1η	60389256	5100355	33324783	5413419	19065430	4475352
2η	62681004	4163280	13391953	2712221	15608377	4241984
3η	63051212	4410397	34417233	7124270	18255526	5087701
4η	61664383	4448584	38303944	7749806	19394789	4801189
5η	60515350	4139376	32012581	7400451	21206148	3593545
6η	57356297	3185482	35511360	5991218	17854166	-1001314
average	60942917	4241245,667	31160309	6065230,833	18564072,67	3533076,167
stdev	2065893	623018,9722	8963219,4	1866289,466	1857811,415	2279462,799
cv	3,389882	14,68952806	28,76486	30,77029576	10,00756379	64,51779388

Πίνακας 45. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	R HIP FE	R HIP ABDADD	R HIP IRER	R PELVIC OBL	R PELVIC TILT	R PELVIC ROT
1η	79148239	7382129	26260418	7687805	37465420	12796405
2η	76079765	7826968	27583572	8422071	37559166	16809217
3η	73621887	9753427	22211889	11712852	32260056	12581764
4η	75442131	11657916	25499037	13042399	31981005	10969424
5η	73114189	8924442	21540642	13904146	28106247	13074380
6η	79546646	8566552	18684759	12373664	35286736	13667097
average	76158810	9018572	23630053	11190489,5	33776438,33	13316381,17
stdev	2707016	1537348	3372684	2545553,165	3684363,7	1933893,164
cv	3,554436	17,04647	14,27286	22,74746931	10,90808825	14,52266303

Πίνακας 46. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	R HIP FE	R HIP ABDADD	R HIP IRER	R PELVIC OBL	R PELVIC TILT	R PELVIC ROT
1η	73152748	5686559	20601564	16255203	28862127	9444834
2η	70509956	8058694	19697586	14210668	30204306	9107254
3η	73576637	5712533	20382782	11852494	28776323	10949114
4η	76890396	9615403	23896049	9087269	35484669	9637573
5η	76693771	9291216	26598473	11586636	35961372	8562688
6η						
average	74164702	7672881	22235291	12598454	31857759,4	9540292,6
stdev	2671733	1892729	2929858	2733116,322	3577606,795	886931,0487
cv	3,602433	24,66777	13,17661	21,69406121	11,22993852	9,296686023

Πίνακας 47. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΧΩΡΙΣ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	L HIP ABDADD	L HIP IRER	L PELVIC OBL	L PELVIC TILT	L PELVIC ROT
1η						
2η	78205101	7703213	39400768	5416704	36495796	7743481
3η	78566846	7143904	1680610	7121665	31279631	8072886
4η						
5η	80287735	36604771	67436646	1826797	35899197	4580602
6η	76130287	6549968	35626419	5769670	32440117	5990844
	85229424	7681500	41343365	-1068881	42945816	9213510
average						
stdev	79683879	13136671	37097562	3813191	35812111,4	7120264,6
cv	3434395	13127557	23453765	3358774,046	4562852,032	1830508,094
1η	4,310025	99,93062	63,22185	88,08302668	12,74108634	25,70842794

Πίνακας 48. ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ (ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΤΙΜΕΣ) ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΤΟ ΔΙΠΛΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟ ΜΕ ΦΟΡΤΙΣΗ.

	L HIP FE	L HIP ABDADD	L HIP IRER	L PELVIC OBL	L PELVIC TILT	L PELVIC ROT
1η	75950302	7781180	37678173	5937774	34288517	8315814
2η	176182861	27496489	524102600	5765026	-156858185	-891493042
3η	82059219	6645336	47446091	-1808220	41192665	9074662
4η	83765625	8433893	43215153	-1030031	40445484	5033354
5η	81288094	7252191	43570114	-1044285	39175755	7664487
6η	84028351	7608578	49215023	-1114599	39260376	2126681
average	97212409	10869611	124204526	1117611	6250768,67	-143213007
stdev	38797546	8166869	195949866	3678637	79943166,9	366589731
cv	39,910076	75,13488	157,76387	329,1519	1278,93338	-255,97516